

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-035056

(43)Date of publication of application : 07.02.1997

(51)Int.Cl.

G06T 5/20

(21)Application number : 07-187326

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 24.07.1995

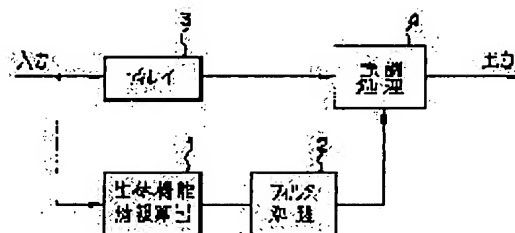
(72)Inventor : TAKASUGI HIROSHI

## (54) IMAGE PROCESSOR

## (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To output an original image and an emphasized image without making constitution complex and perform an emphasizing process without losing delicate information in the original image.

SOLUTION: This image processor is provided with a living body function information calculating means 1 which calculates information regarding a living body function from the inputted original image, a filter processing means 2 which filters the image of the calculated living body function information, a delay means 3 for timing adjustment which is provided in parallel to those living body function information calculating means 1 and filter processing means 2, and an emphasizing process means 4 which emphasizes the original image inputted through the delay means 3 according to the output result of the filter processing means 2, and the emphasizing process is performed for the original image according to an emphasis coefficient calculated as a result of the filter processing for the image regarding the living body function information, so that an observed image having the living body function information emphasized is obtained.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 03.07.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 21.02.2006

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

**\* NOTICES \***

**JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

[Claim(s)]

[Claim 1] The image processing system characterized by to establish a living body functional information calculation means compute the information about a living body function from said subject-copy image, the filtering means which filters to the image about said living body functional information, and an emphasis processing means perform emphasis processing to said subject-copy image based on this filtering result, in the image processing system which performs an image processing to the subject-copy image inputted.

---

**DETAILED DESCRIPTION**

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the image processing system which performs image processings, such as image enhancement, to a living body image.

[0002]

[Description of the Prior Art] Conventionally, in the endoscope field, the light which let the filter or the usually visible RGB filter of a narrow-band pass is irradiated serially at analyte, and the technique of acquiring the amount of hemoglobin and the information about living body functions, such as the hemoglobin saturation of oxygen, from the image obtained is known. Recently, emphasizing a subject-copy image that discernment of an observation image becomes easy based on those living body functional information is performed.

[0003] As this emphasis processing, what emphasizes the living body functional information in each pixel is mentioned focusing on the average in 1 screen of the

living body functional information searched for from the subject-copy image etc. However, although the degree of emphasis must be strengthened in order to emphasize the living body functional information that it is changing minutely around the average, as for the part with many [ from the first / living body functional information ] differences from the average before emphasis etc., a white jump and color crushing will be caused in an image. Then, said fault is prevented, and in order to observe clearly the living body functional information that it is changing minutely around the average, profile emphasis processing etc. is performed.

[0004] Moreover, as for the image with many umbrae, such as a lumen organ, many noises also exist. He performs noise rejection filtering like a median filter, and is trying to remove the noise in an image to such an image.

[0005] When processing noise rejection, profile emphasis, etc. to a processing image as mentioned above, it was a usual state to carry out to a subject-copy image conventionally before and after the emphasis processing which computes living body functional information.

[0006] Here, the example of a configuration of the conventional image processing system which performs filtering, such as noise rejection, with emphasis processing of living body functional information is shown in drawing 17 and drawing 18.

[0007] In this example, after performing filtering, such as noise rejection, in the filtering section 51 to an input image, emphasis processing of the living body functional information in each pixel is performed in the emphasis processing section 52, and it has composition which outputs the image after processing.

[0008] Thus, to output a subject-copy image in the configuration which arranged the filtering section 51 in the emphasis processing section 52 and a serial, without performing these image processings [ whether while turning OFF the emphasis processing section 52, multiplier rewriting which rewrites the filter factor of the filtering section 51 for the multiplier of a through output as shown in drawing 17 is performed, and ] Or it was required to establish the alternative pathway which minded the delay 53 for timing adjustment as shown in drawing 18, and to switch with a switch 54.

[0009]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] As mentioned above, the filter factor of the filtering section needed to be rewritten for the multiplier of a through output and the alternative pathway which does not perform filtering needed to be established and switched to output a subject-copy image as it is, without performing filtering and emphasis processing in the configuration of the

conventional image processing system. For this reason, only since the means and subject-copy image which rewrite the multiplier of a filter are outputted, circuits, such as memory for timing adjustment, are needed, preparing these enlarges the scale of the whole image processing system, and it is set to one of the factors which complicate a configuration.

[0010] Moreover, when filtering of direct noise rejection was performed to the subject-copy image before performing emphasis processing of living body functional information, it might become the sensibility to which the whole image faded, and the structure pattern of the detailed membrane in a subject-copy image etc. might be sacrificed.

[0011] This invention was made in view of these situations, and it aims at offering the image processing system which can perform emphasis processing, without losing the detailed information in a subject-copy image while the output of a subject-copy image and an emphasis image is possible, without making a configuration complicate.

[0012]

[Means for Solving the Problem] In the image processing system which performs an image processing to the subject-copy image into which the image processing system by this invention is inputted A living body functional information calculation means to compute the information about a living body function from said subject-copy image, The filtering means which filters to the image about said living body functional information, An emphasis processing means to perform emphasis processing to said subject-copy image based on this filtering result is established, and while the output of a subject-copy image and an emphasis image is possible, without making a configuration complicate, it becomes possible to perform emphasis processing, without losing the detailed information in a subject-copy image.

[0013]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the gestalt of operation of this invention is explained with reference to a drawing. First, the outline configuration of this invention is explained based on drawing 1 . A living body functional information calculation means 1 to compute the information about a living body function from the subject-copy image into which an image processing system is inputted, The filtering means 2 which filters to the image of the living body functional information computed with the living body functional information calculation means 1, These living body functional information calculation means 1 and the filtering means 2, and the delay means 3 for the timing adjustment prepared in juxtaposition, It has an emphasis

processing means 4 to perform emphasis processing to the subject-copy image inputted through the delay means 3 based on the output of said filtering means 2.

[0014] The operation in the configuration of drawing 1 is explained taking the case of the case where an endoscope image is processed. First, in the living body functional information calculation means 1, concentration, the saturation of oxygen, etc. of hemoglobin which are governing the color in an image are computed for every pixel, and the image about the hemoglobin which is one of the living body functional information is obtained from the subject-copy image obtained by the endoscope. Subsequently, the filtering means 2 performs filtering, such as noise rejection, to the image of said living body functional information. Then, based on said filtering result, processing of color emphasis etc. is performed to a subject-copy image in the emphasis processing means 4. At this time, with the delay means 3, predetermined period maintenance of the subject-copy image is carried out, and timing with a filtering output is adjusted.

[0015] Since it is possible to output a subject-copy image by making only the emphasis processing means 4 functional OFF according to this configuration to output a subject-copy image through as it is, without performing emphasis processing at all, it is possible not to need the timing adjustment device for the path which bypasses the means which rewrites the multiplier of a filter like before, and the filtering section, and a subject-copy image output etc., but to aim at contraction of a circuit scale.

[0016] Moreover, since filtering, such as noise rejection, is performed to a living body functional information image and direct filtering is not performed to the subject-copy image, the fault of the whole image fading can also be canceled, the detailed information included in a subject-copy image can be maintained, and a clear image can be outputted. Moreover, the fault of emphasizing the spike noise of a subject-copy image is also mitigable by graduating the error of the amount of hemoglobin computed by the noise.

[0017] Next, the concrete example of a configuration of an image processing system is shown below as an operation gestalt.

[0018] The whole endoscope equipment block diagram with which drawing 2 thru/or drawing 4 started the 1st operation gestalt of this invention, and drawing 2 was equipped with the image processing system, the block diagram in which drawing 3 shows the internal configuration of an image processing system, and drawing 4 are the explanatory views showing an example of the filter factor of the smoothing filter prepared in the filtering section.

[0019] The image processing system of this operation gestalt is prepared in

endoscope equipment equipped with the electronic endoscope 11 etc., as shown in drawing 2 . An electronic endoscope 11 has the mobile insertion section 12 by \*\* length, and the control units 13 of a large diameter are formed successively by the back end of this insertion section 12. From the back end section of said control unit 13, the mobile universal cord 14 is installed in the side, and the connector 15 is formed in the point of this universal cord 14.

[0020] Said electronic endoscope 11 is connected to the video processor 16 which has the light source section through a connector 15. Furthermore, an image processing system 18 is connected to the latter part of the video processor 16, and a monitor 17 is further connected to the latter part.

[0021] The bend 20 which can curve to the back side which adjoins a hard point 19 and this hard point 19 is formed in the tip side of the insertion section 12 of an electronic endoscope 11 one by one. By carrying out rotation actuation of the curve operating knob 21 prepared in said control unit 13, a bend 20 can be curved now in a longitudinal direction or the vertical direction. Moreover, the insertion opening 22 which is open for free passage to the treatment implement channel prepared in the insertion section 12 is formed in said control unit 13.

[0022] Next, the configuration of an image processing system 18 is explained based on drawing 3 . In the image processing system 18, A/D converters 23a-23c which change into a digital signal each chrominance signal (henceforth an RGB code) of R (red), G (green), and B (blue) which are sent from the video processor 16, respectively are formed. The reverse gamma amendment sections 24a-24c which consist of a look-up table (LUT) are formed in the latter part of A/D converters 23a-23c, and reverse gamma amendment conversion is performed to the RGB code changed into the digital signal. The output of the reverse gamma amendment sections 24a-24c branches for two paths, and the frame memory 25 for timing adjustment and the logarithmic transformation sections 26a-26c which consist of a look-up table are connected to the latter part.

[0023] The amount of coloring matter which the matrix circuit 27 is established in the latter part of the logarithmic transformation sections 26a-26c, and expresses with it the amount of hemoglobin as living body functional information in the picture signal by which logarithmic transformation was carried out is computed. Furthermore, the filtering section 28 equipped with the smoothing filter for removing a noise is formed in the latter part, and the amount calculation section 29 of emphasis and the averaging section 30 which consist of a ROM etc. are prepared in the latter part. In the filtering section 28, after noise rejection of the filtering is performed and carried out to the output signal

of the matrix circuit 27, in the averaging section 30, the average of said amount of coloring matter is computed, and the amount of emphasis of living body functional information is computed by this average signal being transmitted to the amount calculation section 29 of emphasis. At this time, the amount of emphasis can be adjusted with the emphasis level signal sent from the front panel etc. The emphasis multiplier transducer 31 which consists of a ROM etc. is formed in the latter part of the amount calculation section 29 of emphasis, and the emphasis multiplier for carrying out emphasis processing of the RGB code of a subject-copy image is called for by carrying out transform processing of the amount of emphasis computed in said amount calculation section 29 of emphasis.

[0024] The image transformation sections 32a-32c which consist of a ROM etc. are formed in the latter part of the emphasis multiplier transducer 31, and the output signal line of said frame memory 25 is connected to the input edge of these image transformation sections 32a-32c with the output signal line of the emphasis multiplier transducer 31. D/A converters 33a-33c are formed in the latter part of the image transformation sections 32a-32c, and these outgoing ends are connected to the monitor 17. In the image transformation sections 32a-32c, after emphasis processing is performed based on the emphasis multiplier from the emphasis multiplier transducer 31 to the RGB code which is sent through a frame memory 25 from the reverse gamma amendment sections 24a-24c and by which timing adjustment was carried out and gamma amendment is performed further, it is changed into an analog signal by D/A converters 33a-33c, and is outputted to a monitor 17.

[0025] Next, the operation in the image processing system 18 of this operation gestalt is explained in more detail.

[0026] After the RGB code sent from the video processor 16 is changed into a digital signal by A/D converters 23a-23c, reverse gamma amendment conversion is performed by the reverse gamma amendment sections 24a-24c, and it is sent to a frame memory 25 and the logarithmic transformation sections 26a-26c. And in the logarithmic transformation sections 26a-26c, after performing logarithmic transformation about each chrominance signal of R, G, and B, respectively, the amount IHb of hemoglobin which performs subtraction processing in the matrix circuit 27, and is expressed with a degree type is computed for every pixel. Thereby, the distribution image of the amount of hemoglobin is obtained.

[0027]

$$IHb = \log R - \log G \quad \text{-- (1)}$$



The computed amount of hemoglobin is inputted into the filtering section 28, and filtering is performed by the smoothing filter aiming at noise rejection with a filter factor as shown in drawing 4 . The noise contained in the amount distribution image of hemoglobin outputted from the matrix circuit 27 is mitigated, and it is made not to emphasize the noise component of a subject-copy image by this filtering.

[0028] In addition, the filter used in the filtering section 28 may perform filtering using the filter which emphasizes living body functional information, such as not the filter that may use not only a smoothing filter but the filter which, in addition to this, controls noise components, such as a median filter, and controls these noise components but a profile emphasis filter.

[0029] The amount of hemoglobin for every graduated pixel is sent to the averaging section 30 and the amount calculation section 29 of emphasis. In the average-value calculation section 30, the amount of hemoglobin and the number of pixels which were computed for every pixel are added by the 1 field, respectively, and a division is done with the number of pixels adding the added amount of hemoglobin. By this processing, the average of the amount of hemoglobin in 1 field in the amount distribution image of hemoglobin is calculated.

[0030] And the computed average-value data are set in the amount calculation section 29 of emphasis at delivery and the amount calculation section 29 of emphasis. It carries out based on the average-value data in 1 field inputted from the amount of hemoglobin and the average-value calculation section 30 for every pixel inputted from the matrix circuit 27. In each pixel, the emphasized amount of hemoglobin (IHb') is computed by searching for the difference from the average value of the amount of hemoglobin for every pixel, emphasizing on the emphasis level into which this difference is inputted from the front panel etc. and in which adjustable is possible, and adding an average value again.

[0031] Amount IHb of hemoglobin ' after the emphasis computed in this amount calculation section 29 of emphasis is sent to the emphasis multiplier transducer 31. In the emphasis multiplier transducer 31, data conversion shown in a degree type is performed, and it asks for the emphasis multiplier for carrying out emphasis processing of the RGB code of a subject-copy image.

[0032]

$$\text{alphar} = (i, j) \text{ epsilon}_{nr} / ( \text{epsilon}_{long} - \text{epsilon}_{nr} ) - \{ \text{IHb}(i, j) - \text{IHb}'(i, j) \} \text{ alphag} = (i, j) \text{ epsilon}_{long} / (\text{epsilon}_{long} - \text{epsilon}_{nr}) - \{ \text{IHb}(i, j) - \text{IHb}'(i, j) \} \text{ alphab} = (i, j) \text{ epsilon}_{nb} / (\text{epsilon}_{long} - \text{epsilon}_{nr}) - \{ \text{IHb}(i, j) - \text{IHb}'(i, j) \} \quad (2)$$

Here, i and j are the coordinate of each pixel, epsilon<sub>nr</sub>, epsilon<sub>long</sub>, and epsilon<sub>nb</sub>.

The absorbancy index of the hemoglobin in each wavelength band of R, G, and B,  $\alpha_R(i, j)$ ,  $\alpha_G(i, j)$ , and  $\alpha_B(i, j)$  are R [ in the location (i, j) of each pixel ], G, and B each color image enhancement multiplier, respectively.

[0033] The data of the emphasis multiplier computed by said formula (2) are transmitted to the image transformation sections 32a-32c. the RGB code in which timing adjustment was carried out by the frame memory 25 in the image transformation sections 32a-32c, and emphasis multiplier  $\alpha_R$  computed by the emphasis multiplier transducer 31,  $\alpha_G$  and  $\alpha_B$  from -- data conversion based on the following formulas is performed, and emphasis processing about living body functional information is performed.

[0034]

$$R'(i, j) = R(i, j) \text{ and } 10^{\alpha_R(i, j)} \quad G'(i, j) = G(i, j) \text{ and } 10^{\alpha_G(i, j)} \quad B'(i, j) = B(i, j) \text{ and } 10^{\alpha_B(i, j)} \quad \text{-- (3)}$$

Here,  $R'(i, j)$ ,  $G'(i, j)$ , and  $B'(i, j)$  are the intensity levels of R, G, and B which are newly determined in the location (i, j) of each pixel, respectively. In addition, in the upper type, "^^" expresses the exponentiation.

[0035] By said transform processing, a subject-copy image is changed into the image with which emphasis processing was performed in the image transformation sections 32a-32c.

[0036] Moreover, since the data which output a subject-copy image through in a frame memory 25 are memorized as it is to perform emphasis processing to a subject-copy image, it is possible by switching the input address of ROM etc. to switch a through output and an emphasis processing output in the emphasis multiplier transducer 31.

[0037] Therefore, if it is not necessary to change at all a means to compute an emphasis multiplier and the filter factor of the filtering section is fixed to one kind of filter factor in order to display a subject-copy image, it is possible to also exclude the rewriting means of a filter factor.

[0038] Moreover, in the image transformation sections 32a-32c, gamma amendment is also performed after emphasis processing. After each color picture signal of  $R'$  and  $G'$  which were created here, and  $B'$  is changed into an analog signal by D/A converters 33a-33c, it is transmitted to a monitor 17 and an emphasis image is displayed on a monitor 17. Moreover, a display is performed by the monitor 17, and also it is recorded on image filing equipment, or, as for this emphasis image, an output is performed to a printer, slide photography equipment, etc.

[0039] since the part with little blood can display that more little blood be according to this operation gestalt so that the part with much blood have more

much blood by emphasize living body functional information ( the amount of hemoglobin ) about the image obtain with an endoscope , enable emphasis of the part where blood flow conditions , such as the blood vessel section and the lesion section , change with circumference membrane express effectively and automatically . Moreover, a clear image can be displayed, without losing the detailed information which the whole image fades and is included in subject-copy images, such as a structure pattern of membrane, or emphasizing the spike noise of a subject-copy image etc., since noise rejection filtering is performed to the amount distribution image of hemoglobin used as the basis of emphasis computed from the subject-copy image.

[0040] furthermore, a subject-copy image -- receiving -- coming out, in not performing emphasis processing to a subject-copy image by there being nothing and performing filtering, such as noise rejection, to a living body functional information image Since it is possible to output a subject-copy image through only by turning off emphasis processing in an emphasis processing means, It can prevent rewriting a noise rejection filter factor for a through multiplier, or that it is not necessary to establish the alternative pathway which does not perform filtering and to adjust timing only in order to display a subject-copy image, and a configuration is complicated.

[0041] In addition, with this operation gestalt, although data conversion is performed using ROM or the matrix circuit, you may process by using RAM, a field-programmable gate array (FPGA), etc. instead of these ROMs and matrix circuits. Moreover, you may build in a video processor or the image filing equipment which is not illustrated, without making the circuit of this operation gestalt become independent as an image processing system, and constituting it.

[0042] Moreover, although RGB image enhancement processing was performed based on the amount of coloring matter of the hemoglobin which is the element of dominant living body functional information in the endoscope image in this operation gestalt, emphasis processing based on the hemoglobin saturation of oxygen, the information on orthochromatic dye or a fluorescence agent, etc. may be performed instead of this.

[0043] The example which changed the internal configuration of the image processing system prepared in the endoscope equipment of the 1st operation gestalt mentioned above as other operation gestalten henceforth is shown.

[0044] The block diagram in which drawing 5 and drawing 6 start the 2nd operation gestalt of this invention, and drawing 5 shows the internal configuration of an image processing system, and drawing 6 are the explanatory views showing an example of the filter factor of the high emphasis filter

prepared in the filtering section.

[0045] This operation gestalt forms the image processing system 35 with which internal configurations differ in the endoscope equipment of the same configuration as the 1st operation gestalt.

[0046] As shown in drawing 5, in the image processing system 35, A/D converters 36a-36c which change into a digital signal the RGB code sent from the video processor 16, respectively are formed. The reverse gamma amendment sections 37a-37c which consist of a look-up table are formed in the latter part of A/D converters 36a-36c, reverse gamma amendment conversion is performed to the RGB code changed into the digital signal, and it branches for the path whose output is two, and is sent to the memory 38 and the difference circuit 39 for timing adjustment.

[0047] After the filtering section 40 equipped with the high emphasis filter is formed in the latter part of a difference circuit 39 and the difference of RGB each chrominance signal is taken in a difference circuit 39, filtering is performed and high emphasis is performed. Furthermore, the emphasis multiplier transducer 41 which consists of a ROM etc. is formed in the latter part, and the emphasis multiplier for carrying out emphasis processing of the RGB code of a subject-copy image is called for.

[0048] The image transformation sections 42a-42c which consist of a ROM etc. are formed in the latter part of the emphasis multiplier transducer 41, and emphasis processing to an RGB code is performed based on the RGB code and the emphasis multiplier from the emphasis multiplier transducer 41 which are sent through memory 38 from the reverse gamma amendment sections 37a-37c and by which timing adjustment was carried out. D/A converters 43a-43c are formed in the latter part of the image transformation sections 42a-42c, the output of the image transformation sections 42a-42c is changed into an analog signal, and it is outputted to a monitor 17. Moreover, the output image of an image processing system 35 is outputted to a monitor 17, and also is transmitted and recorded on the image filing equipment which is not illustrated, or is outputted to a printer, slide photography equipment, etc.

[0049] Next, the operation in the image processing system 35 of this operation gestalt is explained in more detail.

[0050] With this operation gestalt, after the RGB code sent from the video processor 16 is changed into a digital signal by A/D converters 36a-36c, reverse gamma amendment conversion is performed by the reverse gamma amendment sections 37a-37c. And the signal by which data conversion was carried out is sent to memory 38, and after timing adjustment is carried out with

the signal processed via the difference circuit 39 etc., it is sent to the image transformation sections 42a-42c.

[0051] Moreover, the signal by which data conversion was carried out in the reverse gamma amendment sections 37a-37c is sent also to a difference circuit 39. and the extinction property of the coloring matter which expresses living body functional information in a difference circuit 39 etc. -- from the inside of each chrominance signal of R, G, and B -- choosing -- difference -- it calculates. With this operation gestalt, since he wants to compute the value which has correlation about hemoglobin coloring matter, the difference of R signal, G signal or R signal, and B signal is computed. namely, this difference -- it can be considered that processing is what simplified the amount calculation processing of hemoglobin in the 1st operation gestalt.

[0052] the computed difference -- a value is inputted into the filtering section 40 and filtering is performed by the high emphasis filter with a filter factor as shown in drawing 6 . It is possible to emphasize the part from which the difference of R signal and G signal changes rapidly by this filtering.

[0053] In addition, as long as a high emphasis filter is a filter factor which emphasizes not only the multiplier mentioned here but a high-frequency component, what kind of thing is sufficient as it. Moreover, a mid-range emphasis filter may be used for the filter used in the filtering section 40, and it may perform filtering not using an emphasis filter but using a smoothing filter like the 1st operation gestalt which carries out noise rejection so that the structure pattern of not only a high emphasis filter but membrane can be emphasized effectively.

[0054] the difference by which high emphasis was carried out -- a value is sent to the emphasis multiplier transducer 41, in the emphasis multiplier transducer 41, performs processing in the 1st amount calculation section 29 of emphasis and emphasis multiplier transducer 31 of an operation gestalt, and same data-conversion processing, and asks for an emphasis multiplier. In this operation gestalt, it emphasizes focusing on a certain reference value acquired statistically beforehand instead of computing the average in 1 field of the amount of hemoglobin computed with the 1st operation gestalt. Moreover, it is possible to change extent of emphasis with the emphasis level inputted from the front panel etc. in this emphasis multiplier transducer 41.

[0055] And like the 1st operation gestalt, to the RGB code in which timing adjustment was carried out by memory 38, data conversion is performed based on the emphasis multiplier computed by the emphasis multiplier transducer 41, and emphasis processing about living body functional information is performed

in the image transformation sections 42a-42c. After the obtained emphasis image is changed into an analog signal by D/A converters 43a-43c, it is transmitted to a monitor 17 or the image filing equipment which is not illustrated. [0056] According to this operation gestalt, emphasis of the part where blood-flow conditions, such as the blood vessel section and the lesion section, are changing with circumference membrane is able to express more effectively and automatically like the 1st operation gestalt. Moreover, only in order to display rewriting a high emphasis filter factor for a through multiplier since it is possible to output a subject-copy image through only by turning off emphasis processing in the emphasis processing section which performs emphasis processing in a subject-copy image even when not performing emphasis processing, and a subject-copy image, it is not necessary to establish the alternative pathway which does not perform filtering and to carry out timing adjustment.

[0057] Furthermore, it is possible to emphasize the amount of hemoglobin of the reference-value circumference effectively, without generating a white jump (halation, whitish membrane, etc. overflowing) of the image generated when emphasis level is strongly set up by emphasizing the amount of hemoglobin which is changing minutely with this operation gestalt around the reference value which must set up emphasis level strongly by performing high emphasis filtering.

[0058] In addition, although data conversion is performed with this operation gestalt using ROM or the difference circuit, it is also possible to process like the 1st operation gestalt by using a field-programmable gate array etc. instead of ROM or a difference circuit. Moreover, you may build in a video processor or the image filing equipment which is not illustrated, without making the circuit of this operation gestalt become independent as an image processing system, and constituting it. Moreover, emphasis processing may be performed about living body functional information other than the amount of hemoglobin.

[0059] The block diagram in which drawing 7 thru/or drawing 9 start the 3rd operation gestalt of this invention, and drawing 7 shows the internal configuration of an image processing system, the explanatory view showing an example of the filter factor of the high emphasis filter with which drawing 8 is prepared in the emphasis filtering section, and drawing 9 are the explanatory views showing an example of the filter factor of the noise rejection filter prepared in the smoothing filtering section.

[0060] The reverse gamma amendment sections 61a-61c which the 1st image processing system and internal configuration of an operation gestalt differ from

each other, and the image processing system 60 of this operation gestalt becomes from the look-up table which performs reverse gamma conversion of the RGB code sent from the video processor 16 in an image processing system 60 are formed. In addition, with this operation gestalt, the RGB code sent from the video processor 16 shall be digital data. The RGB image data to which reverse gamma conversion was performed are sent to the memory 62 and the logarithmic transformation sections 63a-63c for timing adjustment.

[0061] The matrix circuit 64 is established in the latter part of the logarithmic transformation sections 63a-63c, picture to picture operation is performed about the image data by which logarithmic transformation was carried out, and the amount of hemoglobin for every pixel as living body functional information is computed. Furthermore, the emphasis filtering section 65 and the smoothing filtering section 66 are formed in the latter part, and filtering is performed by each filter. The emphasis multiplier transducer 68 is formed in the latter part of these filtering sections through the selection circuitry 67, and the processing result of one of filters is chosen by the selection circuitry 67, it is inputted into the emphasis multiplier transducer 68, and the emphasis multiplier of the reinforcement specified with emphasis level is called for.

[0062] The image transformation sections 69a-69c which consist of a ROM etc. are formed in the latter part of the emphasis multiplier transducer 68, and emphasis processing to an RGB code is performed based on the RGB code from the reverse gamma amendment sections 61a-61c and the emphasis multiplier from the emphasis multiplier transducer 68 in which timing adjustment was carried out by memory 62. D/A converters 70a-70c are formed in the latter part of the image transformation sections 69a-69c, and the output of the image transformation sections 69a-69c is changed into an analog signal, it is outputted to monitor 17 grade, and an emphasis image is displayed. Moreover, the output image of an image processing system 60 is transmitted and recorded on the image filing equipment which is not illustrated, or is outputted to a printer, slide photography equipment, etc.

[0063] Next, the operation in the image processing system 60 of this operation gestalt is explained in more detail.

[0064] As for the digital RGB image data sent from the video processor 16, reverse gamma amendment conversion is performed by the reverse gamma amendment sections 61a-61c. And logarithmic transformation is performed in the logarithmic transformation circuits 63a-63c, and, as for the data with which reverse gamma amendment conversion was performed, picture to picture operation is performed in the matrix circuit 64. Here, the amount of hemoglobin

for every pixel is computed similarly [ in the formula shown with the 1st operation gestalt ].

[0065] The computed amount of hemoglobin is inputted into the emphasis filtering section 65, and filtering is performed by the high emphasis filter with a filter factor as shown in drawing 8 . It is possible to emphasize the profile from which the amount of hemoglobin is changing delicately by this high emphasis filtering. Moreover, filtering is performed in the smoothing filtering section 66 by the smoothing filter with a filter factor as shown in drawing 9 . It is possible to acquire the effectiveness of suppressing emphasis of the pixel containing a noise component in this smoothing filtering.

[0066] In addition, anythings can be used for the filter factor in said each filtering section if what [ not only ] was mentioned here but the purpose performs same filtering.

[0067] In a selection circuitry 67, a desired filtering result is chosen by these filtering sections with a way person's operator guidance etc. among the results processed in the two filtering sections, and the amount of hemoglobin by which filtering was carried out is inputted into the emphasis multiplier transducer 68.

[0068] Although the selection circuitry 67 was formed and it was made selectable [ of the two filtering results / one ] with this operation gestalt, an image composition circuit etc. may be prepared and compounding the data which performed two filtering based on a certain predetermined ratio, superposition, etc. may be performed.

[0069] Moreover, as it chooses an emphasis filter, the image which wants to emphasize structure patterns of membrane, such as an expansion image of membrane, establishes an image discernment means independently, and may be made to choose a smoothing filter in the case of an image with bad contrast, or an image with many noise components, and to choose a filtering result automatically.

[0070] In the emphasis multiplier transducer 68, processing in the 1st amount calculation section 29 of emphasis and emphasis multiplier transducer 31 of an operation gestalt and same data-conversion processing are performed, and the emphasis multiplier in each pixel is called for. In this emphasis multiplier transducer 68, it is possible to input the emphasis level in which adjustable is possible from the exterior or the interior, and to adjust the degree of an enhancement effect.

[0071] And like the 1st operation gestalt, to the RGB code in which timing adjustment was carried out by memory 62, data conversion is performed based on the emphasis multiplier computed by the emphasis multiplier transducer 68,



and emphasis processing about living body functional information is performed in the image transformation sections 69a-69c. After the obtained emphasis image is changed into an analog signal by D/A converters 70a-70c, it is transmitted to a monitor 17 or the image filing equipment which is not illustrated.

[0072] While the same effectiveness as the 1st and 2nd operation gestalten is acquired according to this operation gestalt Since it is possible to choose desired filtering between two filtering, high emphasis and smoothing, For example, according to the condition of an image, the more effective image processing of choosing high emphasis filtering etc. becomes possible to choose smoothing filtering to an image with many noises, and emphasize effectively change of the detailed amounts of hemoglobin, such as an early cancer.

[0073] Drawing 10 is the block diagram showing the internal configuration of the image processing system concerning the 4th operation gestalt of this invention.

[0074] The image processing system 71 of this operation gestalt has the composition of having connected to the serial the two filtering sections 65 and 66 prepared in juxtaposition in the 3rd operation gestalt in order of the smoothing filtering section 66 and the emphasis filtering section 65. The configuration of other parts is the same as that of the 3rd operation gestalt, and omits explanation.

[0075] As an operation of this operation gestalt, an operation different here from the 3rd operation gestalt is explained.

[0076] The amount of hemoglobin obtained like the 3rd operation gestalt is first inputted into the smoothing filtering section 66, and a spike noise etc. is removed by the smoothing filter. By this filtering, it prevents that a noise is emphasized by the latter emphasis filtering section 65. And in the emphasis filtering section 65, a high emphasis filter performs high emphasis processing, and the profile which is changing minutely on a hemoglobin distribution image is emphasized. The filter factor in these filtering sections should just be a filter factor like the 3rd operation gestalt which can attain each purpose.

[0077] An emphasis multiplier is computed by the data of the amount of hemoglobin by which filtering was carried out being inputted into the emphasis multiplier transducer 68 like the 3rd operation gestalt, and emphasis processing is performed to a subject-copy image in the image transformation sections 69a-69c based on this emphasis multiplier. And after the obtained emphasis image is changed into an analog signal by D/A converters 70a-70c, it is outputted and displayed on a monitor 17, and also it is outputted to the image filing equipment which is not illustrated, a printer, slide photography equipment, etc.

[0078] While it is possible to offer an observable image for the part where a white jump, color crushing, etc. of an image are not generated, and the amount of hemoglobin is changing minutely like the 1st and 2nd operation gestalten clearly according to this operation gestalt, emphasizing noises, such as a spike noise, can also be prevented.

[0079] The block diagram of the turnable filter with which drawing 11 thru/or drawing 14 start the 5th operation gestalt of this invention, and drawing 11 is prepared in the light source section of a video processor, the property Fig. showing the transparency property of each filter that drawing 12 is arranged by the turnable filter, the block diagram in which drawing 13 shows the internal configuration of an image processing system, and drawing 14 are the property Figs. showing the extinction property of the indocyanine green (it is hereafter described as ICG) which is liver function test medicine.

[0080] The image processing system of this operation gestalt is applied in the endoscope equipment which uses infrared light for a part of illumination light. The video processor prepared in endoscope equipment irradiates infrared light with a wavelength of nearly 805nm, and it is possible to acquire the information on the deep part of living body membrane. The disc-like turnable filter 75 as shown on an exposure optical path at drawing 11 is formed in the light source section in a video processor.

[0081] The filters 76a-76c which have a transparency property as shown in drawing 12 in a turnable filter 75 are arranged, these filters 76a-76c are inserted on a sequential exposure optical path, the light of each wavelength of an infrared region, a G region, and area B is penetrated, and a sequential exposure is carried out. That is, when filter 76a is inserted on an exposure optical path, it is constituted so that the wavelength light of a nearly 805nm infrared region may be irradiated instead of the wavelength light of R field at the time of the usual visible observation.

[0082] The image processing system 80 as shows the video processor which has such the light source section to drawing 13 is connected.

[0083] In the image processing system 80, A/D converters 81a-81c which change into a digital signal the infrared observation image data sent from a video processor from an analog signal are formed. The reverse gamma amendment sections 82a-82c are formed in the latter part of A/D converters 81a-81c, reverse gamma amendment conversion is performed to the infrared observation image data changed into the digital signal, and it branches for the path whose output is two, and is sent to the memory 83 and the division circuit 84 for timing adjustment. And the ratio of the image by 805nm infrared-region

exposure light and other images is computed by the division circuit 84.

[0084] After the smoothing filtering section 85 and the emphasis filtering section 86 are formed in the latter part of the division circuit 84 in order and noise rejection is carried out for the output of the division circuit 84 by the smoothing filtering section 85, emphasis processing of edge enhancement etc. is performed by the emphasis filtering section 86. Furthermore, the emphasis multiplier transducer 87 is formed in the latter part, and the emphasis multiplier for carrying out emphasis processing of the subject-copy image for every pixel is called for. In addition, it has come to be able to carry out adjustable [ of the degree of emphasis ] here with the emphasis level inputted from the exterior or the interior.

[0085] The image transformation sections 88a-88c are formed in the latter part of the emphasis multiplier transducer 87, and emphasis processing to a subject-copy image is performed based on the signal of a subject-copy image and the emphasis multiplier from the emphasis multiplier transducer 87 which are sent through memory 83 from the reverse gamma amendment sections 82a-82c and by which timing adjustment was carried out. gamma amendment sections 89a-89c and D/A converters 90a-90c are formed in order, after gamma amendment is performed by gamma amendment sections 89a-89c, the output of the image transformation sections 88a-88c is changed into an analog signal by D/A converters 90a-90c, and is outputted to a monitor etc., and an emphasis image is displayed on the latter part of the image transformation sections 88a-88c. Moreover, the output image of an image processing system 80 is transmitted and recorded on the image filing equipment which is not illustrated, or is outputted to a printer, slide photography equipment, etc.

[0086] Next, the operation in the image processing system 80 of this operation gestalt is explained in more detail.

[0087] Living body membrane has the property which is comparatively easy to penetrate the wavelength light of an infrared region. It is possible to acquire the information on information, such as a blood vessel it is running in the living body membrane deep part, the infiltration range of the lesion section, etc. by using this property, irradiating the wavelength light of an infrared region, and observing that reflected light.

[0088] Moreover, as shown in drawing 14 , ICG which is liver function test medicine has the property which absorbs 805nm wavelength light specifically, and hardly shows absorption in a light field. The wavelength light of an infrared region is irradiated instead of the illumination light of R field using this property, and in order that the blood vessel containing ICG may absorb exposure light, the

infrared image assigned to R image by giving the intravenous injection of the ICG at the time of infrared observation becomes contrast can be good and observable so that a blood vessel may float black and may come out.

[0089] Since the extinction by ICG does not almost have G image and B image at this time, the image by the change on a membrane configuration or change by dispersion in exposure light is obtained. Therefore, when ICG computes a ratio with the image of the wavelength which does not carry out extinction to the infrared image which carries out extinction in the division circuit 84, it is possible to acquire the value proportional to ICG concentration.

[0090] The emphasis image which is not influenced by the light and darkness of exposure light can be obtained by performing filtering like the 4th operation gestalt based on this value, and performing emphasis processing to a subject-copy image like the 1st operation gestalt. And it becomes possible to observe more clearly infiltration range, such as the run state of a blood vessel, i.e., the lesion section etc., from the obtained image, and improvement in diagnostic ability can be aimed at.

[0091] According to this operation gestalt, the illumination light of an infrared region is irradiated and it becomes observable clearly by observing the analyte which poured in ICG about the blood vessel it is running in the living body membrane deep part. Moreover, the emphasis image which is not influenced by the light and darkness of exposure light by performing emphasis processing to a subject-copy image based on a ratio with the image of G in which the image and ICG of an infrared region do not carry out extinction, and area B can be obtained, and it becomes possible to observe infiltration range, such as the lesion section, more clearly. Thereby, diagnostic ability can be raised.

[0092] Moreover, since a subject-copy image is outputted like the 1st operation gestalt even when turning OFF emphasis processing, a special circuit is not needed, but it is possible to emphasize a detailed blood vessel by profile emphasis in the filtering section, without generating a white jump and color crushing, and a noise is still more nearly able to display a \*\*\*\* infrared image clear.

[0093] The block diagram in which drawing 15 and drawing 16 start the 6th operation gestalt of this invention, and drawing 15 shows the internal configuration of an image processing system, and drawing 16 are the property Figs. showing absorption of full ORESSEN, and a fluorescence property.

[0094] A/D converters 92a-92c by which the image processing system 91 of this operation gestalt changes into a digital signal the RGB code of the endoscope image which the 1st image processing system and internal

configuration of an operation gestalt differ from each other, and is sent from the video processor 16 in an image processing system 91 from an analog signal are formed. The reverse gamma amendment sections 93a-93c are formed in the latter part of A/D converters 92a-92c, and reverse gamma amendment conversion is performed to the RGB image data changed into the digital signal. Since gamma amendment is applied to the signal from the video processor 16, it is made to perform reverse gamma amendment returned to a linear property in the reverse gamma amendment sections 93a-93c.

[0095] It branches for the path whose output is two, the memory 94 and the division circuits 95a and 95b for timing adjustment are established in the latter part of the reverse gamma amendment sections 93a-93c, and the ratio of each color component of R, and G, G and B is computed in the division circuits 95a and 95b about each data with which reverse gamma amendment was performed. The smoothing filtering sections 96a and 96b are formed in the latter part of the division circuits 95a and 95b, respectively, further, the outgoing end of the smoothing filtering sections 96a and 96b is connected to the division circuit 97, and the outgoing end of this division circuit 97 and the outgoing end of smoothing filtering section 96b are connected to the selector 98. After, as for the output of the division circuits 95a and 95b, noise rejection is performed in the smoothing filtering sections 96a and 96b, respectively, a ratio is computed in the division circuit 97 and the output of the division circuit 97 and the output of smoothing filtering section 96b are inputted into a selector 98.

[0096] After the emphasis filtering section 99 and the emphasis multiplier transducer 100 are formed in the latter part of a selector 98 in order, either is chosen and outputted in a selector 98 among the output of the division circuit 97, and the output of smoothing filtering section 96b and profile emphasis etc. is performed by the emphasis filtering section 99, the emphasis multiplier for carrying out emphasis processing of the subject-copy image by the emphasis multiplier transducer 100 is called for.

[0097] The image transformation sections 101a-101c are formed in the latter part of the emphasis multiplier transducer 100, and emphasis processing to a subject-copy image is performed based on the signal of a subject-copy image and the emphasis multiplier from the emphasis multiplier transducer 100 which are sent through memory 94 from the reverse gamma amendment sections 93a-93c and by which timing adjustment was carried out. gamma amendment sections 102a-102c and D/A converters 103a-103c are formed in order, after gamma amendment is performed by gamma amendment sections 102a-102c, the output of the image transformation sections 101a-101c is changed into an

analog signal by D/A converters 103a-103c, and is outputted to a monitor etc., and an emphasis image is displayed on the latter part of the image transformation sections 101a-101c. Moreover, the output image of an image processing system 91 is transmitted and recorded on the image filing equipment which is not illustrated, or is outputted to a printer, slide photography equipment, etc.

[0098] Next, the operation in the image processing system 91 of this operation gestalt is explained in more detail.

[0099] If a fluorescent material called absorption as shown in drawing 16, and full ORESSEN with a fluorescence property is injected into a vein while observing living body membrane, the full ORESSEN concentration in blood will change and fluorescence will be emitted. If the wavelength light of area B is irradiated as shown in drawing 16, full ORESSEN will absorb this light and will emit fluorescence. therefore, a plane sequence -- in observation by the endoscope equipment of degree method, fluorescence is emitted to the timing which irradiated the wavelength light of the field of B, and the concentration of full ORESSEN emits fluorescence with stronger higher membrane at this time.

[0100] Moreover, in order to emit fluorescence to the timing which irradiated the wavelength light of the field of B regardless of the luminescence wavelength of fluorescence at the time of signal processing, as an image acquired, a Magenta wins and the membrane with high full ORESSEN concentration is observed. Therefore, full ORESSEN concentration distribution can be observed by change of a color tone.

[0101] However, since pink wins and is observed, even if living body membrane changes from that color to a Magenta, it is difficult membrane to observe this part clearly. Moreover, since the amount of luminescence of the fluorescence at this time is detailed, even if it observes as it is, effectiveness is seldom expectable.

[0102] Then, it is possible by performing emphasis processing to an observation image using the image processing system 91 of a configuration like this operation gestalt to observe concentration distribution of full ORESSEN clearly.

[0103] division circuit after RGB picture signal inputted into image processing system 91 was changed into digital signal from analog signal and gamma amendment was canceled 95a -- the ratio of B component and R component --  $B/R$  is computed. Although this value is proportional to the concentration of full ORESSEN, it will be influenced of blood volume. then, division circuit 95b -- the ratio of R component and G component -- by calculating  $R/G$ , the value proportional to blood volume is computed and the value correlated with the

concentration of full ORESSEN is normalized.

[0104] The outputted data contain the noise component from the division circuits 95a and 95b, respectively, and since especially the value correlated with the full ORESSEN concentration outputted from said division circuit 95a has few amounts of firefly luminescence, it is easy to be influenced by the noise component. Therefore, in the smoothing filtering sections 96a and 96b, filtering is performed using a median filter etc. and the effect by the noise is mitigated, respectively.

[0105] Normalization is performed by the value proportional to the blood volume to which noise rejection of the value correlated with full ORESSEN by which noise rejection was carried out was similarly carried out in the division circuit 97. Here, the value proportional to the full ORESSEN concentration removed in the effect of blood volume will be computed. Thus, in order that full ORESSEN concentration may clarify the boundary section of a high part more remarkable than circumference membrane like a blood vessel as opposed to the computed full ORESSEN concentration distribution image, profile emphasis etc. is performed in the emphasis filtering section 99.

[0106] And in the emphasis multiplier transducer 100, it asks for an emphasis multiplier from said full ORESSEN concentration distribution image. In order to make observation easy by the emphasis multiplier transducer 100 at this time, a difference daily dose with the reference value beforehand set up to the full ORESSEN concentration distribution image by which profile emphasis was carried out in the emphasis filtering section 99 is expanded. Moreover, in the emphasis multiplier transducer 100, it is possible to change emphasis level from the emphasis level-setting switch formed in the front panel of an image processing system etc., and expansion extent of a difference daily dose with the above-mentioned reference value is changed by this emphasis level setting.

[0107] Next, in the image transformation sections 101a-101c, emphasis processing about living body functional information is performed based on the expanded full ORESSEN concentration distribution which was computed by the emphasis multiplier transducer 100 to the RGB code of the subject-copy image in which timing adjustment was carried out by memory 94. This emphasis processing is the same as that of the 1st operation gestalt almost, and conversion in an image with the newly determined full ORESSEN concentration distribution is performed. That is, when full ORESSEN concentration distribution is computed in said procedure from a subject-copy image, the full ORESSEN concentration distribution expanded by the emphasis multiplier transducer 100 will be acquired.

[0108] Moreover, it is possible to perform not only emphasis of full ORESSEN concentration distribution but emphasis about blood volume with this operation gestalt. In this case, it is possible to obtain an emphasis image almost like the 4th operation gestalt by choosing the output from smoothing filtering section 96b by the selector 98.

[0109] if it remains as it is by emphasizing change by feeble firefly luminescence according to this operation gestalt -- the fluorescence observation image observation was difficult the image -- observation -- it is possible to make it easy. Moreover, it can carry out observation possible [ of the boundary section which was not able to be observed former not much clearly ] clearly by performing filtering, such as profile emphasis, to full ORESSEN concentration distribution.

[0110] Moreover, if it is made to make a chemistry target join the monoclonal antibody which has accumulation nature in a neoplasm to a fluorescence agent in case a fluorescence agent is poured in, a neoplasm is piled up, and the fluorescence agent injected intravenously will emit light in fluorescence, if excitation light is irradiated at this time. Therefore, since the fluorescence intensity in the neoplasm circumference becomes strong, discovery of the lesion section etc. becomes easy. By using this inspection approach for the configuration of this operation gestalt, the boundary of the lesion section etc. becomes observable more clearly.

[0111] In addition, although this operation gestalt described full ORESSEN, it is also possible to emphasize with those absorption and the configuration in consideration of a fluorescence property using other fluorescence agents, for example, hematoporphyrin, ADOREA mycin, etc., etc.

[0112] As mentioned above, in the operation gestalt of this invention, although the emphasis based on the amount of hemoglobin coloring matter mainly correlated with blood volume was described, it is possible to apply also about the coloring matter which can acquire the information about living body functions other than hemoglobin coloring matter like the 5th operation gestalt or the 6th operation gestalt.

[0113] Moreover, what is necessary is to have attached and stated with each above-mentioned operation gestalt, when it applied to the endoscope equipment of a plane sequence degree type, but just to perform same processing also in coincidence-type endoscope equipment, after changing the obtained image into a RGB image. Furthermore, it is applicable not only to the electronic endoscope which has a solid state image sensor at the tip of the insertion section but the eye contacting part of the endoscope which can



macro-scopic observe fiberscope, a rigid mirror, etc. or the endoscope which connects and uses the external television camera which exchanges for an eye contacting part and has solid state image sensors, such as CCD.

[0114] As explained above, based on that processing result, it be made for concentration, the saturation of oxygen, etc. of hemoglobin which be governing color to mainly be computed for every pixel in an endoscope image, and for the image about hemoglobin, i.e., the information image about a living body function, to be obtained, to perform filtering, such as noise rejection, about this image, and to perform processing of color emphasis etc. with this operation gestalt, to a subject copy image in the emphasis processing section. The \*\* which generates detailed living body functional information neither for a white jump nor color crushing by this, Since it is possible to output a subject-copy image by turning OFF only the emphasis processing section of living body functional information to output a subject-copy image through, without being able to observe clearly by performing profile emphasis etc., and performing emphasis processing at all, It is possible not to need the path or timing adjustment device which bypass the filtering section like before, but to aim at contraction of a circuit scale.

[0115] Moreover, it is possible to perform emphasis processing, the fault of the whole image fading, since filtering of noise rejection is perform to a living body functional information image and filtering, such as direct noise rejection, is not perform to the subject copy image, and the fault which emphasizes a spike noise since it is cancel and errors, such as the amount of hemoglobin by the noise, can also be remove being mitigate, and holding the detailed information in a subject copy image.

[0116] [Additional remark]

(1) The image processing system characterized by to establish a living body functional information calculation means compute the information about a living body function from said subject-copy image, the filtering means which filters to the image about said living body functional information, and an emphasis processing means perform emphasis processing to said subject-copy image based on this filtering result, in the image processing system which performs an image processing to the subject-copy image inputted.

[0117] (2) Said filtering means is an image processing system given in the additional remark 1 characterized by performing filtering aiming at noise rejection.

[0118] (3) Said filtering means is an image processing system given in the additional remark 1 characterized by performing filtering aiming at emphasizing

the information about a living body function.

[0119] (4) The information about said living body function is an image processing system given in the additional remark 1 characterized by being computed by the picture to picture operation of said subject-copy image in said living body functional information calculation means.

[0120]

[Effect of the Invention] As explained above, while the output of a subject-copy image and an emphasis image is possible according to this invention, without making a configuration complicate, it is effective in the ability to offer the image processing system which can perform emphasis processing, without losing the detailed information in a subject-copy image.

---

## DESCRIPTION OF DRAWINGS

---

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The block diagram showing the outline configuration of this invention

[Drawing 2] The endoscope equipment whole block diagram equipped with the image processing system concerning the operation gestalt of this invention

[Drawing 3] The block diagram showing the internal configuration of the image processing system concerning the 1st operation gestalt of this invention

[Drawing 4] The explanatory view showing an example of the filter factor of the smoothing filter prepared in the filtering section of the 1st operation gestalt

[Drawing 5] The block diagram showing the internal configuration of the image processing system concerning the 2nd operation gestalt of this invention

[Drawing 6] The explanatory view showing an example of the filter factor of the high emphasis filter prepared in the filtering section of the 2nd operation gestalt

[Drawing 7] The block diagram showing the internal configuration of the image processing system concerning the 3rd operation gestalt of this invention

[Drawing 8] The explanatory view showing an example of the filter factor of the high emphasis filter prepared in the emphasis filtering section of the 3rd operation gestalt

[Drawing 9] The explanatory view showing an example of the filter factor of the noise rejection filter prepared in the smoothing filtering section of the 3rd operation gestalt

[Drawing 10] The block diagram showing the internal configuration of the image processing system concerning the 4th operation gestalt of this invention

[Drawing 11] The block diagram of the turnable filter prepared in the light

source section of the video processor concerning the 5th operation gestalt of this invention

[Drawing 12] The property Fig. showing the transparency property of each filter arranged by the turnable filter of drawing 11

[Drawing 13] The block diagram showing the internal configuration of the image processing system concerning the 5th operation gestalt of this invention

[Drawing 14] The property Fig. showing the extinction property of the indocyanine green (ICG) which is liver function test medicine

[Drawing 15] The block diagram showing the internal configuration of the image processing system concerning the 6th operation gestalt of this invention

[Drawing 16] Absorption of full ORESSEN, the property Fig. showing a fluorescence property

[Drawing 17] The block diagram showing the 1st example of a configuration of the conventional image processing system

[Drawing 18] The block diagram showing the 2nd example of a configuration of the conventional image processing system

[Description of Notations]

1 -- Living body functional information calculation means

2 -- Filtering means

3 -- Delay means

4 -- Emphasis processing means

11 -- Electronic endoscope

16 -- Video processor

17 -- Monitor

18 -- Image processing system

25 -- Frame memory

26a-26c -- Logarithmic transformation section

27 -- Matrix circuit

28 -- Filtering section

29 -- The amount calculation section of emphasis

30 -- Averaging section

31 -- Emphasis multiplier transducer

32a-32c -- Image transformation section

---

[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-35056

(43) 公開日 平成9年(1997)2月7日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

G 0 6 T 5/20

識別記号

庁内整理番号

F I

G 0 6 F 15/68

技術表示箇所

4 0 0 J

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願平7-187326

(22) 出願日 平成7年(1995)7月24日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 高杉 啓

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

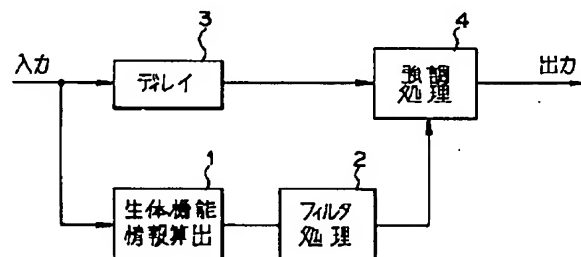
(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

(54) 【発明の名称】 画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 構成を複雑化させることなく原画像と強調画像との出力を可能にすると共に、原画像中の微細な情報を失わずに強調処理を行う。

【解決手段】 画像処理装置は、入力される原画像より生体機能に関する情報を算出する生体機能情報算出手段1と、この算出された生体機能情報の画像に対してフィルタリングを行うフィルタ処理手段2と、これらの生体機能情報算出手段1及びフィルタ処理手段2と並列に設けられたタイミング調整のためのディレイ手段3と、前記フィルタ処理手段2の出力結果に基づいてディレイ手段3を介して入力される原画像に対して強調処理を行う強調処理手段4と、を備えており、生体機能情報に関する画像に対してフィルタ処理を行った結果算出される強調係数に基づき、原画像に対して強調処理が行われ、生体機能情報が強調された観察画像が得られるようになっている。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 入力される原画像に対して画像処理を行う画像処理装置において、前記原画像より生体機能に関する情報を算出する生体機能情報算出手段と、前記生体機能情報に関する画像に対してフィルタリングを行うフィルタ処理手段と、このフィルタ処理結果に基づいて前記原画像に対して強調処理を行う強調処理手段と、を設けたことを特徴とする画像処理装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体画像に対して画像強調等の画像処理を行う画像処理装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来より、内視鏡分野において、狭帯域のフィルタもしくは通常可視のRGBフィルタを通した光を時系列的に被検体に照射し、得られる画像からヘモグロビン量や、ヘモグロビン酸素飽和度などの生体機能に関する情報を得る手法が知られている。最近では、これらの生体機能情報に基づいて観察画像の識別が容易となるように原画像を強調することが行われている。

【0003】この強調処理としては、原画像より求めた生体機能情報の1画面内の平均値などを中心に、各画素における生体機能情報を強調するものが挙げられる。しかしながら、平均値周辺で微細に変化している生体機能情報を強調するためには、強調の度合いを強くしなければならぬが、もともと強調前において生体機能情報が平均値からの差が多い部位などは、画像において白飛びや色つぶれを起こしてしまう。そこで、前記不具合を防止し、平均値周辺で微細に変化している生体機能情報を明確に観察するために、輪郭強調処理などが行われている。

【0004】また、管腔臓器などの暗部の多い画像は、ノイズも多く存在している。このような画像に対しては、メディアンフィルタのようなノイズ除去フィルタ処理を行って画像中のノイズを除去するようにしている。

【0005】以上のように処理画像に対してノイズ除去や輪郭強調などの処理を行う場合には、従来は、生体機能情報を算出する強調処理の前後において、原画像に対して行うのが常であった。

【0006】ここで、生体機能情報の強調処理と共にノイズ除去などのフィルタ処理を行う従来の画像処理装置の構成例を図17及び図18に示す。

【0007】この例では、入力画像に対してフィルタ処理部51でノイズ除去などのフィルタ処理を行った後、強調処理部52で各画素における生体機能情報の強調処理を行い、処理後の画像を出力する構成となっている。

【0008】このようにフィルタ処理部51を強調処理部52と直列に配設した構成において、これらの画像処理を行わずに原画像を出力したい場合は、強調処理部5

2をオフにすると共に、図17に示すようにフィルタ処理部51のフィルタ係数をスルー出力の係数に書き換える係数書換を行うか、または、図18に示すようにタイミング調整用のディレイ53を介した別経路を設けてスイッチ54によって切り換えることが必要であった。

## 【0009】

【発明が解決しようとする課題】前述のように、従来の画像処理装置の構成においてフィルタ処理や強調処理を行わずに原画像をそのまま出力したい場合には、フィルタ処理部のフィルタ係数をスルー出力の係数に書き換えたり、フィルタ処理を行わない別経路を設けて切り換える必要があった。このため、フィルタの係数を書き換える手段や原画像を出力するためだけにタイミング調整用のメモリなどの回路が必要となり、これらを設けることは画像処理装置全体の規模を大きくし、構成を複雑化する要因の1つとなる。

【0010】また、生体機能情報の強調処理を行う前の原画像に対して直接ノイズ除去のフィルタ処理を行うと、画像全体がぼけたような感じになってしまい、原画像中の微細な粘膜の構造パターンなどを犠牲にしてしまうことがあった。

【0011】本発明は、これらの事情に鑑みてなされたもので、構成を複雑化させることなく原画像と強調画像との出力が可能であると共に、原画像中の微細な情報を失わずに強調処理を行うことが可能な画像処理装置を提供することを目的としている。

## 【0012】

【課題を解決するための手段】本発明による画像処理装置は、入力される原画像に対して画像処理を行う画像処理装置において、前記原画像より生体機能に関する情報を算出する生体機能情報算出手段と、前記生体機能情報に関する画像に対してフィルタリングを行うフィルタ処理手段と、このフィルタ処理結果に基づいて前記原画像に対して強調処理を行う強調処理手段と、を設けたものであり、構成を複雑化させることなく原画像と強調画像との出力が可能であると共に、原画像中の微細な情報を失わずに強調処理を行うことが可能となる。

## 【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。まず、図1に基づいて本発明の概略構成を説明する。画像処理装置は、入力される原画像より生体機能に関する情報を算出する生体機能情報算出手段1と、生体機能情報算出手段1で算出された生体機能情報の画像に対してフィルタリングを行うフィルタ処理手段2と、これらの生体機能情報算出手段1及びフィルタ処理手段2と並列に設けられたタイミング調整のためのディレイ手段3と、前記フィルタ処理手段2の出力結果に基づいてディレイ手段3を介して入力される原画像に対して強調処理を行う強調処理手段4と、を備えている。

【0014】図1の構成における作用を内視鏡画像を処理する場合を例にとり説明する。まず、生体機能情報算出手段1において、内視鏡により得られた原画像から、画像中の色彩を支配しているヘモグロビンの濃度及び酸素飽和度などを各画素毎に算出して生体機能情報の一つであるヘモグロビンに関する画像を得る。次いで、フィルタ処理手段2により、前記生体機能情報の画像に対してノイズ除去などのフィルタ処理を行う。その後、前記フィルタ処理結果に基づき、強調処理手段4において色彩強調などの処理を原画像に対して行う。このとき、

10 デイレイ手段3により、原画像を所定期間保持しておき、フィルタ処理出力とのタイミングを調整する。  
【0015】この構成によれば、強調処理を全く行わずに原画像をそのままスルーで出力したい場合などでも、強調処理手段4のみを機能オフにすることで原画像を出力することが可能であるため、従来のようなフィルタの係数を書き換える手段やフィルタ処理部をバイパスする経路、原画像出力のためのタイミング調整手段などを必要とせず、回路規模の縮小を図ることが可能である。

20 【0016】また、生体機能情報画像に対してノイズ除去等のフィルタ処理を行い、原画像に対しては直接フィルタ処理を行っていないため、画像全体がぼけてしまうなどの不具合も解消され、原画像に含まれる微細な情報を保ち明瞭な画像を出力することができる。また、ノイズにより算出されるヘモグロビン量の誤差を平滑化することによって、原画像のスパイクノイズを強調してしまうなどの不具合も軽減できる。

【0017】次に、実施形態として画像処理装置の具体的な構成例を以下に示す。

30 【0018】図2ないし図4は本発明の第1の実施形態に係り、図2は画像処理装置を備えた内視鏡装置の全体構成図、図3は画像処理装置の内部構成を示すブロック図、図4はフィルタ処理部において設けられる平滑化フィルタのフィルタ係数の一例を示す説明図である。

【0019】本実施形態の画像処理装置は、図2に示すように、電子内視鏡11を備えた内視鏡装置などにおいて設けられる。電子内視鏡11は、細長で例えば可動性の挿入部12を有し、この挿入部12の後端に太径の操作部13が連設されている。前記操作部13の後端部からは側方に可動性のユニバーサルコード14が延設され、このユニバーサルコード14の先端部にコネクタ15が設けられている。

【0020】前記電子内視鏡11は、コネクタ15を介して、光源部を有するビデオプロセッサ16に接続されるようになっている。さらに、ビデオプロセッサ16の後段には、画像処理装置18が接続され、さらに後段にはモニタ17が接続されるようになっている。

【0021】電子内視鏡11の挿入部12の先端側には、硬性の先端部19とこの先端部19に隣接する後方側に湾曲可能な湾曲部20が順次設けられている。前記

操作部13に設けられた湾曲操作ノブ21を回動操作することによって、湾曲部20を左右方向あるいは上下方向に湾曲できるようになっている。また、前記操作部13には、挿入部12内に設けられた処置具チャンネルに連通する挿入口22が設けられている。

【0022】次に、画像処理装置18の構成を図3に基づいて説明する。画像処理装置18内には、ビデオプロセッサ16より送られてくるR（赤）、G（緑）、B（青）の各色信号（以下、RGB信号という）をそれぞれデジタル信号に変換するA/Dコンバータ23a～23cが設けられている。A/Dコンバータ23a～23cの後段には、ルックアップテーブル（LUT）からなる逆γ補正部24a～24cが設けられ、デジタル信号に変換されたRGB信号に対して逆γ補正変換が行われるようになっている。逆γ補正部24a～24cの出力は2つの経路に分岐され、その後段には、タイミング調整用のフレームメモリ25と、ルックアップテーブルからなる対数変換部26a～26cとが接続されている。

20 【0023】対数変換部26a～26cの後段には、マトリクス回路27が設けられ、対数変換された画像信号における生体機能情報としてのヘモグロビン量を表す色素量が算出されるようになっている。さらに後段には、ノイズを除去するための平滑化フィルタを備えたフィルタ処理部28が設けられ、その後段にROM等からなる強調量算出部29と平均値算出部30とが設けられている。フィルタ処理部28において、マトリクス回路27の出力信号に対してフィルタ処理が施されてノイズ除去された後、平均値算出部30において前記色素量の平均値が算出され、この平均値信号が強調量算出部29へ転送されて生体機能情報の強調量が算出されるようになっている。このとき、フロントパネル等より送られてくる強調レベル信号によって強調量を調節可能となっている。強調量算出部29の後段には、ROM等からなる強調係数変換部31が設けられており、前記強調量算出部29で算出された強調量を変換処理することにより原画像のRGB信号を強調処理するための強調係数が求められるようになっている。

40 【0024】強調係数変換部31の後段には、ROM等からなる画像変換部32a～32cが設けられており、この画像変換部32a～32cの入力端には強調係数変換部31の出力信号線と共に前記フレームメモリ25の出力信号線が接続されている。画像変換部32a～32cの後段にはD/Aコンバータ33a～33cが設けられ、これらの出力端がモニタ17に接続されている。画像変換部32a～32cにおいて、逆γ補正部24a～24cからフレームメモリ25を介して送られてくるタイミング調整されたRGB信号に対して強調係数変換部31からの強調係数に基づいて強調処理が行われ、さらにγ補正が行われた後、D/Aコンバータ33a～33

cでアナログ信号に変換されてモニタ17に出力されるようになっている。

【0025】次に、本実施形態の画像処理装置18における作用をより詳しく説明する。

【0026】ビデオプロセッサ16より送られてきたRGB信号は、A/Dコンバータ23a~23cにてデジタル信号に変換された後、逆γ補正部24a~24cにより逆γ補正変換が行われ、フレームメモリ25及び対数変換部26a~26cへ送られる。そして、対数変換部26a~26cにおいて、R、G、Bの各色信号についてそれぞれ対数変換を行った後、マトリクス回路27にて減算処理を行い、次式で表されるヘモグロビン量IHbを各画素毎に算出する。これにより、ヘモグロビン量の分布画像が得られる。

【0027】

$$IHb = \log R - \log G \quad \dots (1)$$

算出されたヘモグロビン量は、フィルタ処理部28へ入力され、図4に示すようなフィルタ係数を持ったノイズ除去を目的とする平滑化フィルタによってフィルタ処理が行われる。このフィルタ処理により、マトリクス回路27から出力されるヘモグロビン量分布画像に含まれるノイズを軽減し、原画像のノイズ成分を強調しないようにする。

【0028】なお、フィルタ処理部28において用いるフィルタは、平滑化フィルタに限らず、この他にもメディアンフィルタなどのノイズ成分を抑制するフィルタを\*

$$\begin{aligned} \alpha_r(i, j) &= \varepsilon_r / (\varepsilon_g - \varepsilon_r) \cdot \{IHb(i, j) - IHb'(i, j)\} \\ \alpha_g(i, j) &= \varepsilon_g / (\varepsilon_g - \varepsilon_r) \cdot \{IHb(i, j) - IHb'(i, j)\} \\ \alpha_b(i, j) &= \varepsilon_b / (\varepsilon_g - \varepsilon_r) \cdot \{IHb(i, j) - IHb'(i, j)\} \end{aligned} \quad \dots (2)$$

ここで、i、jは各画素の座標、 $\varepsilon_r$ 、 $\varepsilon_g$ 、 $\varepsilon_b$ はそれぞれR、G、Bの各波長帯域におけるヘモグロビンの吸光係数、 $\alpha_r(i, j)$ 、 $\alpha_g(i, j)$ 、 $\alpha_b(i, j)$ はそれぞれ各画素の位置(i, j)におけるR、G、B各色画像の強調係数である。

【0033】前記式(2)により算出された強調係数のデータは、画像変換部32a~32cへ転送される。画※

$$\begin{aligned} R'(i, j) &= R(i, j) \cdot 10^{\alpha_r(i, j)} \\ G'(i, j) &= G(i, j) \cdot 10^{\alpha_g(i, j)} \\ B'(i, j) &= B(i, j) \cdot 10^{\alpha_b(i, j)} \end{aligned} \quad \dots (3)$$

ここで、 $R'(i, j)$ 、 $G'(i, j)$ 、 $B'(i, j)$ はそれぞれ各画素の位置(i, j)における新たに決定されるR、G、Bの輝度レベルである。なお、上式において“ $\wedge$ ”はべき乗を表している。

【0035】前記変換処理によって、画像変換部32a~32cにおいて原画像は強調処理が施された画像に変換される。

【0036】また、原画像に対して強調処理を行いたくない場合は、フレームメモリ25において原画像をスルーで出力するデータをそのまま記憶しているため、例え

\*用いても良く、また、これらのノイズ成分を抑制するフィルタではなく、輪郭強調フィルタなど生体機能情報を強調するフィルタを用いてフィルタ処理を行っても良い。

【0029】平滑化された画素毎のヘモグロビン量は、平均値算出部30及び強調量算出部29へ送られる。平均値算出部30において、各画素毎に算出されたヘモグロビン量と画素数をそれぞれ1フィールド分加算し、加算したヘモグロビン量を加算した画素数で除算する。この処理によって、ヘモグロビン量分布画像における1フィールド内のヘモグロビン量の平均値を求める。

【0030】そして、算出された平均値データを強調量算出部29に送り、強調量算出部29において、マトリクス回路27より入力される画素毎のヘモグロビン量と平均値算出部30より入力される1フィールド内の平均値データとを基にして、各画素毎にヘモグロビン量の平均値からの差を求め、この差をフロントパネル等から入力される可変可能な強調レベルで強調し、再び平均値を加算することにより、各画素において、強調されたヘモグロビン量(IHb')の算出を行う。

【0031】この強調量算出部29で算出された強調後のヘモグロビン量IHb'は、強調係数変換部31に送られる。強調係数変換部31では、次式に示すデータ変換を行い、原画像のRGB信号を強調処理するための強調係数を求める。

【0032】

※像変換部32a~32cでは、フレームメモリ25によりタイミング調整されたRGB信号と、強調係数変換部31により算出された強調係数 $\alpha_r$ 、 $\alpha_g$ 、 $\alpha_b$ とから、以下の式に基づくデータ変換を行い、生体機能情報に関する強調処理を行う。

【0034】

ば、ROMの入力アドレスを切り換えることなどによって、強調係数変換部31においてスルー出力と強調処理出力とを切り換えることが可能である。

【0037】よって、原画像を表示するために強調係数を算出する手段は何等変更する必要はなく、また、フィルタ処理部のフィルタ係数を1種類のフィルタ係数に固定してしまえば、フィルタ係数の書換え手段も省くことが可能である。

【0038】また、画像変換部32a~32cにおいて強調処理の後にγ補正も行われる。ここで作成された

R', G', B' の各色画像信号は、D/Aコンバータ33a~33cにてアナログ信号に変換された後、モニタ17へ転送され、モニタ17に強調画像が表示される。また、この強調画像は、モニタ17により表示が行われる他、画像ファイリング装置に記録されたり、プリンタやスライド撮影装置などに出力が行われたりする。

【0039】本実施形態によれば、内視鏡で得られた画像について、生体機能情報（ヘモグロビン量）の強調を行うことにより、血液の多い部分はより血液が多いように、血液が少ない部分はより血液が少ないように表示することが可能であるので、血管部や病変部など血流状態が周辺粘膜と変化している部位などの強調がより効果的に、且つ自然に表現することが可能となる。また、強調のもととなる、原画像より算出されたヘモグロビン量分布画像に対してノイズ除去フィルタ処理を行っているため、画像全体がぼけてしまい粘膜の構造パターンなど原画像に含まれる微細な情報を失ったり、原画像のスパイクノイズなどを強調してしまうこともなく、明瞭な画像を表示できる。

【0040】さらに、原画像に対してではなく、生体機能情報画像に対してノイズ除去などのフィルタ処理を行うことによって、原画像に対する強調処理を行わない場合には、強調処理手段において強調処理をオフするだけで原画像をスルーで出力することが可能であるため、ノイズ除去フィルタ係数をスルーの係数に書き換えることや、原画像を表示するためだけにフィルタ処理を行わない別経路を設けてタイミングを調整する必要もなく、構成が複雑化してしまうことを防止できる。

【0041】なお、本実施形態では、ROMやマトリクス回路を用いてデータ変換を行っているが、これらのROMやマトリクス回路の代わりに、RAMやフィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）などを用いて処理を行っても良い。また、本実施形態の回路を画像処理装置として独立させて構成せずに、ビデオプロセッサまたは図示しない画像ファイリング装置などに内蔵しても良い。

【0042】また、本実施形態においては内視鏡画像において支配的な生体機能情報の要素であるヘモグロビンの色素量に基づきRGB画像の強調処理を行ったが、これの代わりに、ヘモグロビン酸素飽和度や染色色素もしくは蛍光剤の情報などに基づく強調処理を行っても良い。

【0043】以降に、他の実施形態として、前述した第1の実施形態の内視鏡装置に設けられる画像処理装置の内部構成を変更した例を示す。

【0044】図5及び図6は本発明の第2の実施形態に係り、図5は画像処理装置の内部構成を示すブロック図、図6はフィルタ処理部において設けられる高域強調フィルタのフィルタ係数の一例を示す説明図である。

【0045】本実施形態は、第1の実施形態と同様の構

成の内視鏡装置において、内部構成が異なる画像処理装置35を設けたものである。

【0046】図5に示すように、画像処理装置35内には、ビデオプロセッサ16より送られてくるRGB信号をそれぞれデジタル信号に変換するA/Dコンバータ36a~36cが設けられている。A/Dコンバータ36a~36cの後段には、ルックアップテーブルからなる逆γ補正部37a~37cが設けられており、デジタル信号に変換されたRGB信号に対して逆γ補正変換が行われ、出力が2つの経路に分岐されてタイミング調整用のメモリ38と差分回路39とに送られるようになっている。

【0047】差分回路39の後段には、高域強調フィルタを備えたフィルタ処理部40が設けられており、差分回路39でRGB各色信号の差分がとられた後、フィルタ処理が施されて高域強調が行われるようになっている。さらに後段には、ROM等からなる強調係数変換部41が設けられ、原画像のRGB信号を強調処理するための強調係数が求められるようになっている。

【0048】強調係数変換部41の後段には、ROM等からなる画像変換部42a~42cが設けられており、逆γ補正部37a~37cからメモリ38を介して送られてくるタイミング調整されたRGB信号と強調係数変換部41からの強調係数とに基づき、RGB信号に対する強調処理が行われるようになっている。画像変換部42a~42cの後段にはD/Aコンバータ43a~43cが設けられ、画像変換部42a~42cの出力がアナログ信号に変換されてモニタ17に出力されるようになっている。また、画像処理装置35の出力画像は、モニタ17に出力される他、図示しない画像ファイリング装置などに転送されて記録されたり、プリンタやスライド撮影装置などに出力されるようになっている。

【0049】次に、本実施形態の画像処理装置35における作用をより詳しく説明する。

【0050】本実施形態では、A/Dコンバータ36a~36cにより、ビデオプロセッサ16より送られてきたRGB信号がデジタル信号に変換された後、逆γ補正部37a~37cによって逆γ補正変換が行われる。そしてデータ変換された信号はメモリ38へ送られ、差分回路39などを経由して処理された信号とタイミング調整された後、画像変換部42a~42cへ送られる。

【0051】また、逆γ補正部37a~37cでデータ変換された信号は、差分回路39にも送られる。そして差分回路39において、生体機能情報を表す色素の吸光特性などによって、R、G、Bの各色信号の中から選択して差分演算を行う。本実施形態では、ヘモグロビン色素について相関がある値を算出したいので、R信号とG信号またはR信号とB信号の差分を算出する。すなわち、この差分処理は、第1の実施形態におけるヘモグロビン量算出処理を簡略化したものとみなすことができ



る。

【0052】算出された差分値は、フィルタ処理部40へ入力され、図6に示すようなフィルタ係数を持った高域強調フィルタによってフィルタ処理が行われる。このフィルタ処理により、R信号とG信号の差分が急激に変化する部分を強調することが可能である。

【0053】なお、高域強調フィルタはここで挙げた係数に限らず、高域成分を強調するフィルタ係数であればどのようなものでも良い。また、フィルタ処理部40において用いるフィルタは、高域強調フィルタに限らず、

【0054】高域強調された差分値は、強調係数変換部41へ送られ、強調係数変換部41において、第1の実施形態の強調量算出部29及び強調係数変換部31における処理と同様のデータ変換処理を行って強調係数を求める。本実施形態においては、第1の実施形態で算出したヘモグロビン量の1フィールド内の平均値を算出する

【0055】そして、画像変換部42a~42cにおいて、第1の実施形態と同様に、メモリ38によりタイミング調整されたRGB信号に対して、強調係数変換部41により算出された強調係数を基にデータ変換を行い、生体機能情報に関する強調処理を行う。得られた強調画像は、D/Aコンバータ43a~43cによりアナログ

【0056】本実施形態によれば、第1の実施形態と同様に、血管部や病変部など血流状態が周辺粘膜と変化している部位などの強調がより効果的に、且つ自然に表現することが可能である。また、強調処理を行わない場合でも、原画像に強調処理を行う強調処理部において、強調処理をオフするだけで原画像をスルーで出力することが可能であるため、高域強調フィルタ係数をスルーの係数に書き換えることや原画像を表示するためだけにフィ

【0057】さらに、本実施形態では、強調レベルを強く設定しなければならない基準値周辺で微細に変化しているヘモグロビン量を、高域強調フィルタ処理を行うことによって強調することによって、強調レベルを強く設定した場合に発生する画像の白飛び（ハレーションや白っぽい粘膜などがオーバーフローすること）を発生させることなく、効果的に基準値周辺のヘモグロビン量を強調することが可能である。

【0058】なお、本実施形態では、ROMや差分回路を用いてデータ変換を行っているが、第1の実施形態と同様に、ROMや差分回路の代わりにフィールドプログラマブルゲートアレイなどを用いて処理を行うことも可能である。また、本実施形態の回路を画像処理装置として独立させて構成せずに、ビデオプロセッサまたは図示しない画像ファイリング装置などに内蔵しても良い。また、ヘモグロビン量以外の生体機能情報について強調処理を行っても良い。

【0059】図7ないし図9は本発明の第3の実施形態に係り、図7は画像処理装置の内部構成を示すブロック図、図8は強調フィルタ処理部において設けられる高域強調フィルタのフィルタ係数の一例を示す説明図、図9は平滑化フィルタ処理部において設けられるノイズ除去フィルタのフィルタ係数の一例を示す説明図である。

【0060】本実施形態の画像処理装置60は、第1の実施形態の画像処理装置と内部構成が異なるものであり、画像処理装置60内には、ビデオプロセッサ16より送られてくるRGB信号の逆 $\gamma$ 変換を行うルックアップテーブルからなる逆 $\gamma$ 補正部61a~61cが設けられている。なお、本実施形態では、ビデオプロセッサ16より送られてくるRGB信号は、デジタルデータであるものとする。逆 $\gamma$ 変換が行われたRGB画像データは、タイミング調整用のメモリ62と対数変換部63a~63cとに送られるようになっている。

【0061】対数変換部63a~63cの後段には、マトリクス回路64が設けられ、対数変換された画像データについて画像間演算が行われ、生体機能情報としての画素毎のヘモグロビン量が算出されるようになっている。さらに後段には、強調フィルタ処理部65及び平滑化フィルタ処理部66が設けられ、それぞれのフィルタでフィルタ処理が行われるようになっている。これらのフィルタ処理部の後段には、選択回路67を介して強調係数変換部68が設けられており、選択回路67によりどちらか一方のフィルタの処理結果が選択されて強調係数変換部68に入力され、強調レベルにより指定された強度の強調係数が求められるようになっている。

【0062】強調係数変換部68の後段には、ROM等からなる画像変換部69a~69cが設けられており、メモリ62によりタイミング調整された逆 $\gamma$ 補正部61a~61cからのRGB信号と強調係数変換部68からの強調係数とに基づき、RGB信号に対する強調処理が行われるようになっている。画像変換部69a~69cの後段にはD/Aコンバータ70a~70cが設けられ、画像変換部69a~69cの出力がアナログ信号に変換されてモニタ17等に出力され、強調画像が表示されるようになっている。また、画像処理装置60の出力画像は、図示しない画像ファイリング装置などに転送されて記録されたり、プリンタやスライド撮影装置などに出力されるようになっている。

【0063】次に、本実施形態の画像処理装置60における作用をより詳しく説明する。

【0064】ビデオプロセッサ16より送られてきたデジタルのRGB画像データは、逆γ補正部61a~61cによって逆γ補正変換が行われる。そして逆γ補正変換が行われたデータは、対数変換回路63a~63cにて対数変換が行われ、マトリクス回路64にて画像間演算が行われる。ここでは、第1の実施形態で示した算出式にて同様に画素毎のヘモグロビン量が算出される。

【0065】算出されたヘモグロビン量は、強調フィルタ処理部65へ入力され、図8に示すようなフィルタ係数を持った高域強調フィルタによってフィルタ処理が行われる。この高域強調フィルタ処理により、微妙にヘモグロビン量に変化している輪郭などを強調することが可能である。また、平滑化フィルタ処理部66において、図9に示すようなフィルタ係数を持った平滑化フィルタによってフィルタ処理が行われる。この平滑化フィルタ処理では、ノイズ成分を含んだ画素の強調を抑える効果を得ることが可能である。

【0066】なお、前記各フィルタ処理部におけるフィルタ係数は、ここで挙げたものに限らず、目的が同様のフィルタ処理を行うものであればどのようなものでも用いることができる。

【0067】これらのフィルタ処理部によってフィルタ処理されたヘモグロビン量は、選択回路67において、2つのフィルタ処理部で処理された結果の内、術者の操作指示等により所望のフィルタ処理結果が選択され、強調係数変換部68へ入力される。

【0068】本実施形態では、選択回路67を設けて2つのフィルタ処理結果のうちの1つを選択可能にしたが、画像合成回路などを設けて、2つのフィルタ処理を行ったデータのある所定の比率をもとに合成することや重ね合わせなどを行っても良い。

【0069】また、コントラストが悪い画像やノイズ成分の多い画像の場合は平滑化フィルタを選択し、粘膜の拡大画像など粘膜の構造パターンを強調したい画像は強調フィルタを選択するように、別に画像識別手段を設けて自動的にフィルタ処理結果の選択を行うようにしても良い。

【0070】強調係数変換部68では、第1の実施形態の強調量算出部29及び強調係数変換部31における処理と同様のデータ変換処理が行われ、各画素における強調係数が求められる。この強調係数変換部68において、可変可能な強調レベルを外部または内部より入力して、強調効果の度合いを調整することが可能である。

【0071】そして、画像変換部69a~69cにおいて、第1の実施形態と同様に、メモリ62によりタイミング調整されたRGB信号に対して、強調係数変換部68により算出された強調係数を基にデータ変換を行い、生体機能情報に関する強調処理を行う。得られた強調画

像は、D/Aコンバータ70a~70cによりアナログ信号に変換された後、モニタ17もしくは図示しない画像ファイリング装置などへ転送される。

【0072】本実施形態によれば、第1及び第2の実施形態と同様の効果が得られるとともに、高域強調と平滑化の2つのフィルタ処理の内、所望のフィルタ処理を選択することが可能であるため、例えば、ノイズの多い画像に対しては平滑化フィルタ処理を選択し、早期癌などの微細なヘモグロビン量の変化を効果的に強調したい場合には、高域強調フィルタ処理を選択するなど、画像の状態に合わせてより効果的な画像処理が可能となる。

【0073】図10は本発明の第4の実施形態に係る画像処理装置の内部構成を示すブロック図である。

【0074】本実施形態の画像処理装置71は、第3の実施形態において並列に設けた2つのフィルタ処理部65、66を、平滑化フィルタ処理部66、強調フィルタ処理部65の順で直列に接続した構成となっている。その他の部分の構成は第3の実施形態と同様であり、説明を省略する。

【0075】本実施形態の作用として、ここでは第3の実施形態と異なる作用について説明する。

【0076】第3の実施形態と同様にして得られたヘモグロビン量は、まず、平滑化フィルタ処理部66へ入力され、平滑化フィルタによってスパイクノイズなどが除去される。このフィルタ処理により、後段の強調フィルタ処理部65によってノイズが強調されることを防止する。そして強調フィルタ処理部65において、高域強調フィルタにより高域強調処理を行い、ヘモグロビン分布画像上の微細に変化している輪郭などを強調する。これらのフィルタ処理部におけるフィルタ係数は、第3の実施形態と同様に、それぞれの目的を達成することが可能なフィルタ係数であれば良い。

【0077】フィルタ処理されたヘモグロビン量のデータは、第3の実施形態と同様にして強調係数変換部68へ入力されて強調係数が算出され、この強調係数に基づき、画像変換部69a~69cにおいて原画像に強調処理が施される。そして得られた強調画像は、D/Aコンバータ70a~70cによりアナログ信号に変換された後、モニタ17に出力されて表示される他、図示しない画像ファイリング装置、プリンタ、スライド撮影装置などに出力される。

【0078】本実施形態によれば、第1及び第2の実施形態と同様に、画像の白飛びや色つぶれなどを発生させることがなく、ヘモグロビン量が微細に変化している部位を明確に観察可能な画像を提供することが可能であると共に、スパイクノイズなどのノイズを強調してしまうことも防ぐことができる。

【0079】図11ないし図14は本発明の第5の実施形態に係り、図11はビデオプロセッサの光源部に設けられる回転フィルタの構成図、図12は回転フィルタに

10

20

30

40

50

13

配設される各フィルタの透過特性を示す特性図、図13は画像処理装置の内部構成を示すブロック図、図14は肝機能検査薬であるインドシアニンググリーン（以下、ICGと記す）の吸光特性を示す特性図である。

【0080】本実施形態の画像処理装置は、照明光の一部に赤外光を用いる内視鏡装置において適用されるものである。内視鏡装置に設けられるビデオプロセッサは、波長805nm近辺の赤外光を照射し、生体粘膜の深部の情報を得ることが可能になっている。ビデオプロセッサ内の光源部には、照射光路上に図11に示すような円盤状の回転フィルタ75が設けられている。

【0081】回転フィルタ75には、図12に示すような透過特性を持つフィルタ76a~76cが配設され、これらのフィルタ76a~76cが順次照射光路上に挿入されて赤外領域、G領域、B領域の各波長の光を透過して順次照射するようになっていく。すなわち、照射光路上にフィルタ76aが挿入されたときに、通常の可視観察時におけるR領域の波長光の代わりに805nm近辺の赤外領域の波長光を照射するように構成されている。

【0082】このような光源部を有するビデオプロセッサは、図13に示すような画像処理装置80が接続されている。

【0083】画像処理装置80内には、ビデオプロセッサより送られてくる赤外観察画像データをアナログ信号からデジタル信号に変換するA/Dコンバータ81a~81cが設けられている。A/Dコンバータ81a~81cの後段には、逆 $\gamma$ 補正部82a~82cが設けられており、デジタル信号に変換された赤外観察画像データに対して逆 $\gamma$ 補正変換が行われ、出力が2つの経路に分岐されてタイミング調整用のメモリ83と除算回路84とに送られる。そして除算回路84によって、805nmの赤外領域照射光による画像とその他の画像との比が算出されるようになっていく。

【0084】除算回路84の後段には、平滑化フィルタ処理部85、強調フィルタ処理部86が順に設けられ、除算回路84の出力が平滑化フィルタ処理部85によってノイズ除去がされた後、強調フィルタ処理部86によってエッジ強調などの強調処理が行われるようになっていく。さらに後段には、強調係数変換部87が設けられ、各画素毎に原画像を強調処理するための強調係数が求められるようになっていく。なおここでは、外部または内部より入力する強調レベルによって強調の度合いを可変できるようになっている。

【0085】強調係数変換部87の後段には、画像変換部88a~88cが設けられており、逆 $\gamma$ 補正部82a~82cからメモリ83を介して送られてくるタイミング調整された原画像の信号と強調係数変換部87からの強調係数とに基づき、原画像に対する強調処理が行われるようになっていく。画像変換部88a~88cの後段には、 $\gamma$ 補正部89a~89c、D/Aコンバータ90

14

a~90cが順に設けられ、画像変換部88a~88cの出力が $\gamma$ 補正部89a~89cによって $\gamma$ 補正が行われた後、D/Aコンバータ90a~90cによってアナログ信号に変換されてモニタ等に出力され、強調画像が表示されるようになっている。また、画像処理装置80の出力画像は、図示しない画像ファイリング装置などに転送されて記録されたり、プリンタやスライド撮影装置などに出力されるようになっている。

【0086】次に、本実施形態の画像処理装置80における作用をより詳しく説明する。

【0087】生体粘膜は、赤外領域の波長光を比較的透過しやすい特性を有している。この特性を利用し、赤外領域の波長光を照射してその反射光を観察することで、生体粘膜深部で走行している血管などの情報や病変部の浸潤範囲などの情報を得ることが可能である。

【0088】また、図14に示すように、肝機能検査薬であるICGは、805nmの波長光を特異的に吸収する特性を有しており、可視光領域では、殆ど吸収を示さない。この特性を利用して、R領域の照明光の代わりに赤外領域の波長光を照射し、赤外観察時にICGを静脈注射することで、R画像に割り当てた赤外画像は、ICGを含んだ血管が照射光を吸収するため、血管が黒く浮きでるようにコントラスト良く観察可能となる。

【0089】このとき、G画像、B画像は、ICGによる吸収は殆どないため、粘膜構成上の変化、あるいは照射光のばらつきによる変化などによる画像が得られる。よって、ICGが吸収する赤外の画像と吸収しない波長の画像との比を除算回路84において算出することによって、ICG濃度に比例する値を得ることが可能である。

【0090】この値を基にして、第4の実施形態と同様にフィルタ処理を行い、第1の実施形態と同様に原画像に対して強調処理を行うことで、照射光の明暗に影響されない強調画像を得ることができる。そして、得られた画像から、血管の走行状態、すなわち病変部などの浸潤範囲をより明確に観察することが可能となり、診断能の向上が図れる。

【0091】本実施形態によれば、赤外領域の照明光を照射し、ICGを注入した被検体を観察することによって、生体粘膜深部で走行している血管などを明確に観察可能となる。また、赤外領域の画像とICGが吸収しないG、B領域の画像との比に基づいて原画像に対する強調処理を行うことで、照射光の明暗に影響されない強調画像を得ることができ、病変部などの浸潤範囲をより明確に観察することが可能となる。これにより、診断能を向上させることができる。

【0092】また、第1の実施形態と同様に、強調処理をオフにする場合でも原画像を出力するために特別な回路を必要とせず、さらにフィルタ処理部での輪郭強調により微細な血管を白飛びや色つぶれを発生させずに強調

10

20

30

40

50

することが可能であり、ノイズがちな赤外画像をクリアに表示させることが可能である。

【0093】図15及び図16は本発明の第6の実施形態に係り、図15は画像処理装置の内部構成を示すブロック図、図16はフルオレッセンの吸収、蛍光特性を示す特性図である。

【0094】本実施形態の画像処理装置91は、第1の実施形態の画像処理装置と内部構成が異なるものであり、画像処理装置91内には、ビデオプロセッサ16より送られてくる内視鏡画像のRGB信号をアナログ信号からデジタル信号に変換するA/Dコンバータ92a～92cが設けられている。A/Dコンバータ92a～92cの後段には、逆 $\gamma$ 補正部93a～93cが設けられており、デジタル信号に変換されたRGB画像データに対して逆 $\gamma$ 補正変換が行われる。ビデオプロセッサ16からの信号には $\gamma$ 補正がかけられているため、逆 $\gamma$ 補正部93a～93cにおいてリニアな特性に戻す逆 $\gamma$ 補正を行うようにする。

【0095】逆 $\gamma$ 補正部93a～93cの後段には、出力が2つの経路に分岐されてタイミング調整用のメモリ94と除算回路95a、95bとが設けられ、除算回路95a、95bにおいて、逆 $\gamma$ 補正が行われた各データについてRとG、GとBの各色成分の比が算出されるようになっている。除算回路95a、95bの後段にはそれぞれ平滑化フィルタ処理部96a、96bが設けられ、さらに、平滑化フィルタ処理部96a、96bの出力端は除算回路97に接続され、この除算回路97の出力端と平滑化フィルタ処理部96bの出力端とがセクタ98に接続されている。除算回路95a、95bの出力は平滑化フィルタ処理部96a、96bにおいてそれぞれノイズ除去が行われた後、除算回路97において比が算出され、除算回路97の出力と平滑化フィルタ処理部96bの出力とがセクタ98へ入力されるようになっている。

【0096】セクタ98の後段には、強調フィルタ処理部99、強調係数変換部100が順に設けられており、セクタ98において除算回路97の出力と平滑化フィルタ処理部96bの出力の内どちらか一方が選択されて出力され、強調フィルタ処理部99によって輪郭強調などが行われた後、強調係数変換部100によって原画像を強調処理するための強調係数が求められるようになっている。

【0097】強調係数変換部100の後段には、画像変換部101a～101cが設けられており、逆 $\gamma$ 補正部93a～93cからメモリ94を介して送られてくるタイミング調整された原画像の信号と強調係数変換部100からの強調係数とに基づき、原画像に対する強調処理が行われるようになっている。画像変換部101a～101cの後段には、 $\gamma$ 補正部102a～102c、D/Aコンバータ103a～103cが順に設けられ、画像

変換部101a～101cの出力が $\gamma$ 補正部102a～102cによって $\gamma$ 補正が行われた後、D/Aコンバータ103a～103cによってアナログ信号に変換されてモニタ等に出され、強調画像が表示されるようになっている。また、画像処理装置91の出力画像は、図示しない画像ファイリング装置などに転送されて記録されたり、プリンタやスライド撮影装置などに出力されるようになっている。

【0098】次に、本実施形態の画像処理装置91における作用をより詳しく説明する。

【0099】生体粘膜を観察中に、図16に示すような吸収、蛍光特性を持つフルオレッセンという蛍光物質を静脈に注入すると、血液中のフルオレッセン濃度が変化し、蛍光を発する。フルオレッセンは、図16に示すように、B領域の波長光を照射すると、この光を吸収して蛍光を発する。したがって、面順次方式の内視鏡装置による観察の場合、Bの領域の波長光を照射したタイミングで蛍光を発し、このとき、フルオレッセンの濃度が高い粘膜ほど強い蛍光を発する。

【0100】また、信号処理時においては、蛍光の発光波長に関係なく、Bの領域の波長光を照射したタイミングで蛍光を発するため、得られる映像としては、フルオレッセン濃度が高い粘膜はマゼンタが勝って観察される。したがって、フルオレッセン濃度分布は、色調の変化により観察することが可能である。

【0101】ところが、生体粘膜は、ピンクが勝って観察されるため、その色からマゼンタに変化してもこの部分を明確に観察することは困難である。また、このときの蛍光の発光量は微細なものであるため、このまま観察を行っても効果は余り期待できない。

【0102】そこで、本実施形態のような構成の画像処理装置91を用いて、観察画像に対して強調処理を行うことによって、フルオレッセンの濃度分布を明確に観察することが可能である。

【0103】画像処理装置91に入力されたRGB画像信号は、アナログ信号からデジタル信号に変換され、 $\gamma$ 補正が解除された後、除算回路95aにてB成分とR成分の比B/Rが算出される。この値は、フルオレッセンの濃度に比例するが、血液量の影響も受けてしまう。そこで、除算回路95bにてR成分とG成分の比R/Gを求めることにより、血液量に比例する値を算出して、フルオレッセンの濃度に相関する値の正規化を行う。

【0104】除算回路95a、95bから出力されたデータは、それぞれノイズ成分を含んでおり、特に、前記除算回路95aより出力されたフルオレッセン濃度に相関する値は、蛍光発光量が少ないため、ノイズ成分による影響を受けやすくなっている。よって、それぞれ平滑化フィルタ処理部96a、96bにおいて、例えばメディアンフィルタなどを用いてフィルタ処理を行い、ノイズによる影響を軽減する。

【0105】ノイズ除去されたフルオレッセンに相関する値は、同じくノイズ除去された血液量に比例する値によって、除算回路97にて正規化が行われる。ここで、血液量の影響を除去されたフルオレッセン濃度に比例する値が算出されることになる。このように算出されたフルオレッセン濃度分布画像に対して、例えば、血管などのようにフルオレッセン濃度が周辺粘膜より著しく高い部位の境界部を明確にするために、輪郭強調などを強調フィルタ処理部99において行う。

【0106】そして、強調係数変換部100において、前記フルオレッセン濃度分布画像より強調係数を求める。このとき、強調係数変換部100では、観察を容易にするため、強調フィルタ処理部99にて輪郭強調されたフルオレッセン濃度分布画像に対して予め設定しておいた基準値との差分量を拡大する。また強調係数変換部100において、画像処理装置のフロントパネルなどに設けられた強調レベル設定スイッチなどから強調レベルを変化させることが可能であり、この強調レベル設定により、前述の基準値との差分量の拡大程度を変化させる。

【0107】次に、画像変換部101a~101cにおいて、メモリ94によりタイミング調整された原画像のRGB信号に対して、強調係数変換部100によって算出された拡大されたフルオレッセン濃度分布に基づき、生体機能情報に関する強調処理を行う。この強調処理は、第1の実施形態とほぼ同様であり、新たに決定されたフルオレッセン濃度分布を持つ画像への変換を行う。すなわち、原画像より前記手順にてフルオレッセン濃度分布を算出すると、強調係数変換部100にて拡大したフルオレッセン濃度分布が得られることになる。

【0108】また、本実施形態では、フルオレッセン濃度分布の強調だけでなく、血液量に関しての強調も行うことが可能である。この場合、セレクト98によって、平滑化フィルタ処理部96bからの出力を選択することにより、第4の実施形態とほぼ同様にして強調画像を得ることが可能である。

【0109】本実施形態によれば、微弱な蛍光発光による変化を強調することで、そのままでは観察困難であった蛍光観察画像を観察容易にすることが可能である。また、フルオレッセン濃度分布に対して輪郭強調などのフィルタ処理を行うことで、これまで余り明確に観察することのできなかつた境界部を明確に観察可能することができる。

【0110】また、蛍光剤を注入する際に、腫瘍に集積性を持つモノクローナル抗体を蛍光剤と化学的に接合させるようにすれば、静注された蛍光剤は腫瘍に集積して、このとき励起光が照射されると蛍光を発光する。したがって、腫瘍周辺での蛍光強度が強くなるため、病変部の発見などが容易となる。この検査方法を本実施形態の構成に用いることで、病変部の境界などがより明確に

観察可能となる。

【0111】なお、本実施形態では、フルオレッセンについて述べたが、他の蛍光剤、例えば、ヘマトポルフィリンやアドレアマイシンなどを用い、それらの吸収、蛍光特性を考慮した構成で強調を行うことも可能である。

【0112】以上、本発明の実施形態においては、主に血液量に相関するヘモグロビン色素量に基づく強調について述べたが、第5の実施形態や第6の実施形態のようにヘモグロビン色素以外の生体機能に関する情報を得ることができる色素についても適用することが可能である。

【0113】また、前述の各実施形態では、面順次式の内視鏡装置に適用した場合について述べたが、同時式の内視鏡装置においても、得られた画像をRGB画像に変換した後、同様の処理を行えば良い。さらに、挿入部先端に固体撮像素子を有する電子内視鏡に限らず、ファイバースコープ、硬性鏡などの肉眼観察が可能な内視鏡の接眼部に、あるいは接眼部と交換して、CCDなどの固体撮像素子を有する外付けテレビカメラを接続して使用する内視鏡にも適用することができる。

【0114】以上説明したように、本実施形態では、主に、内視鏡画像において、色彩を支配しているヘモグロビンの濃度及び酸素飽和度などを各画素毎に算出してヘモグロビンに関する画像、すなわち、生体機能に関する情報画像を得て、この画像についてノイズ除去などのフィルタ処理を行い、その処理結果に基づき、強調処理部において色彩強調などの処理を原画像に対して行うようにしている。これにより、微細な生体機能情報を白飛びや色つぶれなどを発生させずに、輪郭強調などを行うことで明確に観察可能であり、また、強調処理を全く行わずに原画像をスルーで出力したい場合などでも、生体機能情報の強調処理部のみをオフにすることで原画像を出力することが可能であるため、従来のようなフィルタ処理部をバイパスする経路やタイミング調整手段を必要とせず、回路規模の縮小を図ることが可能である。

【0115】また、生体機能情報画像に対してノイズ除去のフィルタ処理を行い、原画像に対して直接ノイズ除去などのフィルタ処理を行っていないため、画像全体がぼけてしまうなどの不具合も解消され、またノイズによるヘモグロビン量などの誤差も除去可能であるため、スパイクノイズを強調してしまう不具合も軽減され、原画像中の微細な情報を保持しつつ強調処理を行うことが可能である。

【0116】〔付記〕

(1) 入力される原画像に対して画像処理を行う画像処理装置において、前記原画像より生体機能に関する情報を算出する生体機能情報算出手段と、前記生体機能情報に関する画像に対してフィルタリングを行うフィルタ処理手段と、このフィルタ処理結果に基づいて前記原画像に対して強調処理を行う強調処理手段と、を設けたこ

10

20

30

40

50



とを特徴とする画像処理装置。

【0117】(2) 前記フィルタ処理手段は、ノイズ除去を目的としたフィルタリングを行うことを特徴とする付記1に記載の画像処理装置。

【0118】(3) 前記フィルタ処理手段は、生体機能に関する情報を強調することを目的としたフィルタリングを行うことを特徴とする付記1に記載の画像処理装置。

【0119】(4) 前記生体機能に関する情報は、前記生体機能情報算出手段において前記原画像の画像間演算により算出されることを特徴とする付記1に記載の画像処理装置。

【0120】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、構成を複雑化させることなく原画像と強調画像との出力が可能であると共に、原画像中の微細な情報を失わずに強調処理を行うことが可能な画像処理装置を提供できる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の概略構成を示すブロック図

【図2】本発明の実施形態に係る画像処理装置を備えた内視鏡装置の全体構成図

【図3】本発明の第1の実施形態に係る画像処理装置の内部構成を示すブロック図

【図4】第1の実施形態のフィルタ処理部において設けられる平滑化フィルタのフィルタ係数の一例を示す説明図

【図5】本発明の第2の実施形態に係る画像処理装置の内部構成を示すブロック図

【図6】第2の実施形態のフィルタ処理部において設けられる高域強調フィルタのフィルタ係数の一例を示す説明図

【図7】本発明の第3の実施形態に係る画像処理装置の内部構成を示すブロック図

【図8】第3の実施形態の強調フィルタ処理部において設けられる高域強調フィルタのフィルタ係数の一例を示す説明図

【図9】第3の実施形態の平滑化フィルタ処理部におい\*

\*で設けられるノイズ除去フィルタのフィルタ係数の一例を示す説明図

【図10】本発明の第4の実施形態に係る画像処理装置の内部構成を示すブロック図

【図11】本発明の第5の実施形態に係るビデオプロセッサの光源部に設けられる回転フィルタの構成図

【図12】図11の回転フィルタに配設される各フィルタの透過特性を示す特性図

【図13】本発明の第5の実施形態に係る画像処理装置の内部構成を示すブロック図

【図14】肝機能検査薬であるインドシアニンググリーン(ICG)の吸光特性を示す特性図

【図15】本発明の第6の実施形態に係る画像処理装置の内部構成を示すブロック図

【図16】フルオレセソンの吸収、蛍光特性を示す特性図

【図17】従来の画像処理装置の第1の構成例を示すブロック図

【図18】従来の画像処理装置の第2の構成例を示すブロック図

【符号の説明】

1…生体機能情報算出手段

2…フィルタ処理手段

3…ディレイ手段

4…強調処理手段

11…電子内視鏡

16…ビデオプロセッサ

17…モニタ

18…画像処理装置

25…フレームメモリ

26a~26c…対数変換部

27…マトリクス回路

28…フィルタ処理部

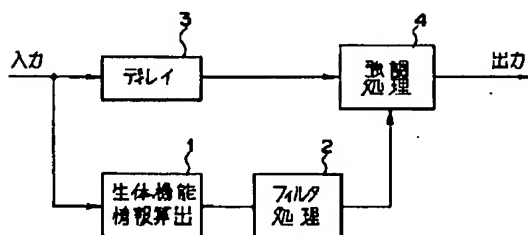
29…強調量算出部

30…平均値算出部

31…強調係数変換部

32a~32c…画像変換部

【図1】



【図4】

$1/10$	$1/10$	$1/10$
$1/10$	$2/10$	$1/10$
$1/10$	$1/10$	$1/10$

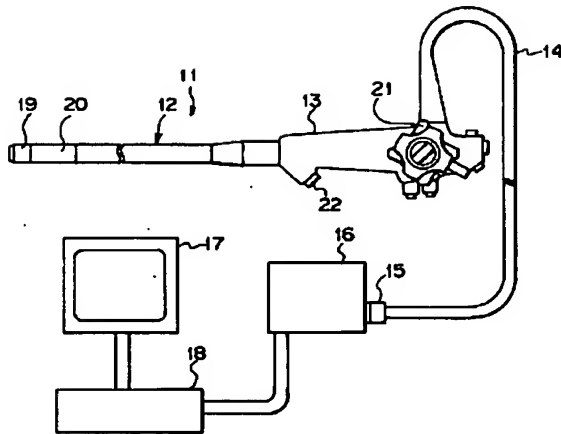
【図6】

0	-1	0
-1	5	-1
0	-1	0

【図8】

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

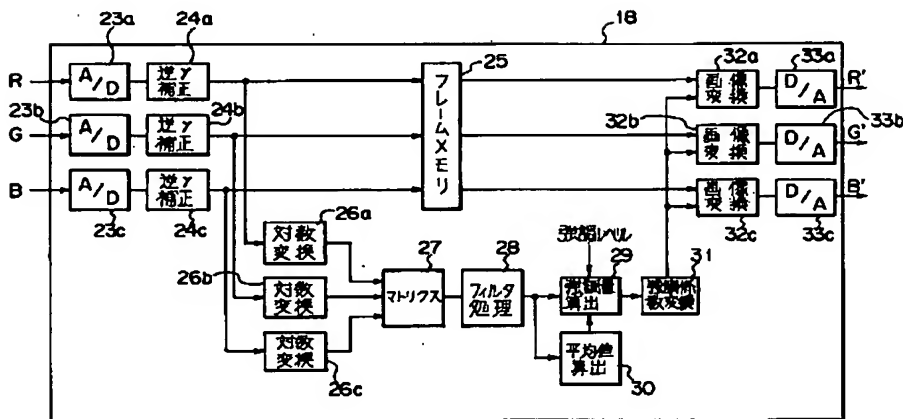
【図2】



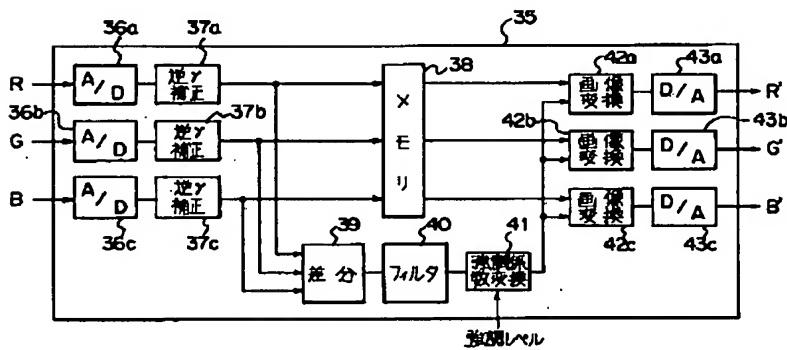
【図9】

$1/35$	$1/35$	$1/35$	$1/35$	$1/35$
$1/35$	$2/35$	$2/35$	$2/35$	$1/35$
$1/35$	$2/35$	$3/35$	$2/35$	$1/35$
$1/35$	$2/35$	$2/35$	$2/35$	$1/35$
$1/35$	$1/35$	$1/35$	$1/35$	$1/35$

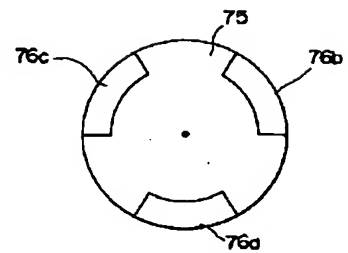
【図3】



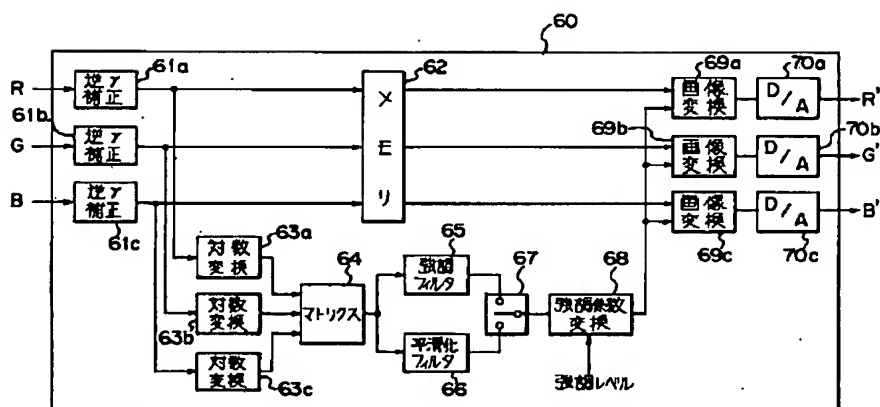
【図5】



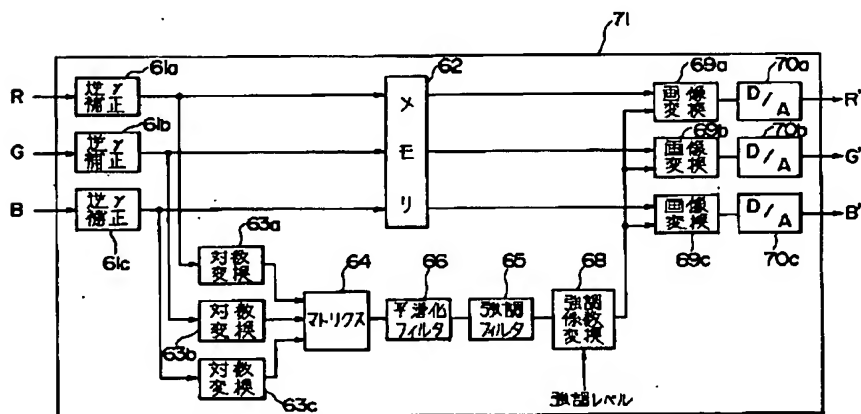
【図11】



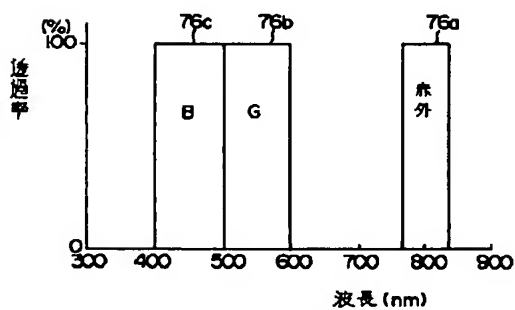
【図7】



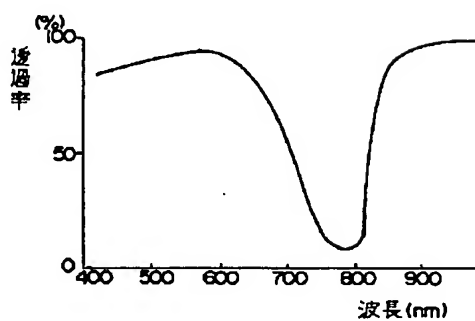
【図10】



【図12】

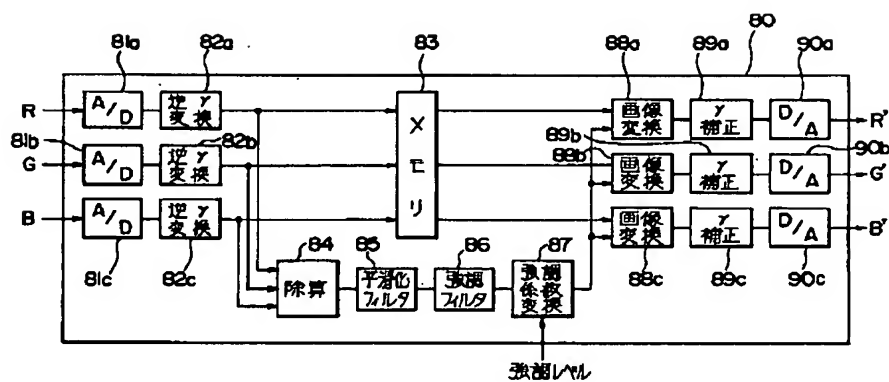


【図14】

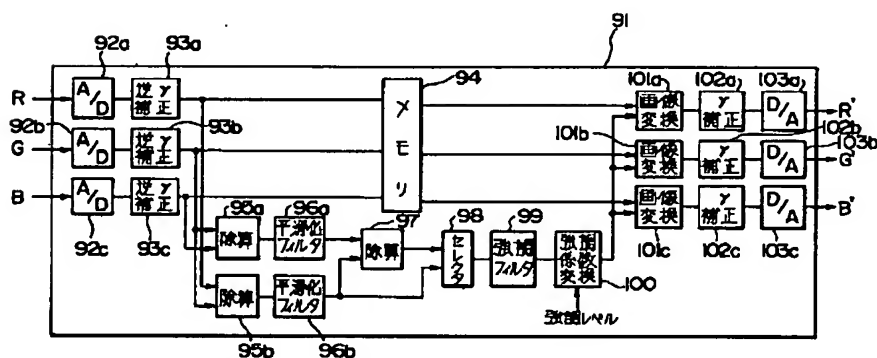




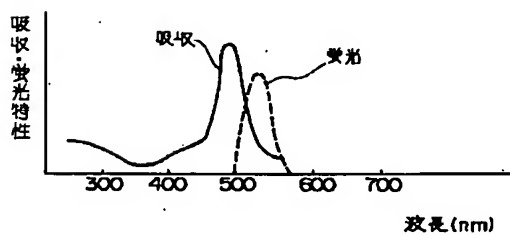
【図13】



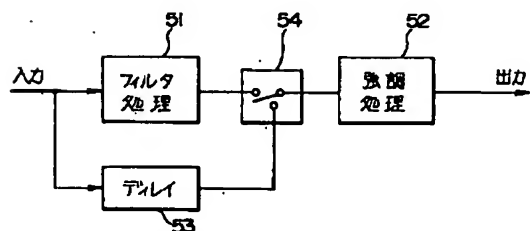
【図15】



【図16】



【図18】



【図17】

